

Departamento de Física

Commissioning de um sistema de planimetria computadorizado de Monte Carlo comercial para Radioterapia

Por Cláudio Fernandes Batista

Dissertação apresentada na Faculdade de Ciências e
Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa para obtenção do
grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientador:
Professor Nuno Teixeira

Co-Orientador:
Professora Adelaide Jesus

Lisboa, 2010

Agradecimentos

Durante este projecto tive o apoio e a ajuda de várias pessoas, sem os quais não teria sido possível realizar a minha Tese de Mestrado.

Queria agradecer ao Professor Doutor Nuno Teixeira, por aceitar orientar esta tese, por todo o apoio, conhecimento e disponibilidade dispendida ao longo deste projecto. E por me ter proporcionado a oportunidade de me integrar na área da Radioterapia. À professora Adelaide Jesus pela ajuda disponibilizada.

Gostaria de agradecer a toda a equipa do serviço de Radioterapia do Hospital CUF-Descobertas, em especial os meus colegas da Física/Dosimetria.

Um agradecimento especial ao Engenheiro Luís Madureira, à Engenheira Katia Jacob e ao Doutor Paulo Ferreira, por toda a ajuda e conhecimentos que me deram.

Aos meus pais e irmão, por todo o apoio não só durante a realização deste projecto, mas por todo aquele que me têm dado ao longo da minha vida.

O meu muito obrigado a todos

Resumo

O *commissioning* é um dos passos mais importantes para a implementação clínica de um sistema de planimetria computadorizado (TPS) em radioterapia. Consiste num conjunto de procedimentos que garantem um estado operacional seguro do TPS. Efectuar um *commissioning* adequado e rigoroso de um TPS é determinante para o sucesso clínico do tratamento. Actualmente existem alguns TPS comerciais com algoritmos de Monte Carlo, mas uma vez que a implementação do cálculo de Monte Carlo nos TPS é recente, a informação sobre estes é reduzida, principalmente em aspectos tão importantes em radioterapia como o controlo de qualidade, no qual incluímos o *commissioning*.

Neste trabalho realiza-se o *commissioning* do TPS Monaco (Versão 1.0.2, CMS), um TPS de Monte Carlo comercial, para as energias de fotões de 6 e 10MV de um Acelerador Linear *Elekta Synergy* equipado com um *Beam Modulator* de 80 lâminas.

São efectuadas aquisições de dados dos feixes de radiação necessários para os tratamentos, introdução destes dados no TPS e validações em dose absoluta, na água, com um fantoma de placas de água equivalente e com um fantoma CIRS (modelo modelo 002H9K), para verificar a precisão do cálculo de dose do TPS Monaco.

Palavras chave: *Commissioning*, TPS Monaco, radioterapia, Monte Carlo.

Abstract

The commissioning is one of the most important steps for the clinical implementation of a treatment planning system (TPS) for radiotherapy. It consists in a set of procedures that ensure a secure operating state of the TPS. To establish an adequate and rigorous commissioning of the TPS is crucial to the success of clinical treatment. Currently there are some commercial TPS with Monte Carlo algorithms, but since the implementation of the Monte Carlo calculation in the TPS is recent, information on these is low, especially in such important aspects as quality control on radiotherapy, which include the commissioning.

In this work the commissioning of TPS Monaco (Version 1.0.2, CMS), a commercial Monte Carlo TPS for the photon energies of 6 and a 10MV of a Linear Accelerator Elekta Synergy equipped with a Beam Modulator with 80 blades, is carried out.

Data acquisitions are made of radiation beams needed for the treatments, introduction of these data in the TPS and validations in absolute dose in water, in a phantom with slabs of water-equivalent plastic and a water equivalent phantom CIRS Model (model 002H9K), to verify the accuracy of the dose calculation by the TPS Monaco.

Keywords: *Commissioning*, TPS Monaco, radiotherapy, Monte Carlo.

Lista de siglas e abreviaturas

AL – Acelerador Linear

OFA – *Output Factors in Air*

BEV – *Beam Eye View*

CMS – Computerized Medical Systems

CTV – *Clinical Target Volume*

DRR – *Digitally Reconstructed Radiography*

GTV- Gross Tumor Volume

IMRT – Radioterapia por intensidade modelada

MC – Monte Carlo

MLC - Colimador multi-lâminas

OAR – *Organs at Risk*

PDD – *Percentage Depth Dose*

PSPB – PS Pencil Beam

PTV – *Planning Target Volume*

SSD – *Source to Surface Distance*

TPS – Sistema de planimetria computadorizado

TSCF – *Total Scatter Correction Factors*

UM – Unidade Monitor

Índice

Agradecimentos	2
Resumo	3
Abstract.....	4
Lista de siglas e abreviaturas	5
Índice	6
Índice de Tabelas	9
Índice de Figuras	11
Introdução.....	15
A) Fundamentos Teóricos	17
Capítulo I.....	18
1- Radioterapia	18
1.1- Aspectos gerais em Radioterapia	18
1.2- Procedimentos do planeamento em Radioterapia	19
1.2.1- Objectivo da Terapia.....	20
1.2.2- Método de imobilização e posicionamento do doente	20
1.2.3- Aquisição de imagem do tumor ou de dados para o planeamento.....	21
1.2.4- Delimitação de Volumes.....	21
1.2.5- Equipamento produtor de radiação do tratamento e da técnica	22
1.2.5.1- Escolha do equipamento produtor de radiação	23
1.2.5.2- Escolha da técnica de tratamento	23
1.2.6- Computação da distribuição de dose.....	23
1.3- Sistemas de planimetria (TPS)	24
1.3.1) Implementação clínica de um TPS	24
1.3.2- Testes de Aceitação para um TPS.....	25
1.3.2.1- Hardware	26
1.3.2.2- Integração na rede (Network Integration)	26
1.3.2.3- Transferência de Dados (Data Transfer)	26
1.3.2.4- Software	27
1.3.2.5- Documentação.....	27
1.3.3- <i>Commissioning</i> de um TPS	28
Capítulo II.....	30
2- Sistemas de Planimetria Computorizado e cálculo de Monte Carlo	30

2.1- Enquadramento da simulação de MC em Radioterapia	31
2.2 - Simulação em Monte Carlo. Conceitos básicos	32
2.2.1- Simulação de Monte Carlo do transporte de fótons e electrões	33
2.2.2- Mecanismos de interacção dos fótons com a matéria	34
2.2.2.1- Dispersão coerente (Rayleigh)	34
2.2.2.2- Dispersão incoerente (Compton).....	35
2.2.2.3- Efeito fotoeléctrico	35
2.2.2.4- Produção de Pares	36
2.2.2- Mecanismos de interacção dos electrões com a matéria.....	36
2.2.2.1- Dispersão elástica.....	37
2.2.2.2- Colisões inelásticas	37
2.2.2.3- Emissão de Bremsstrahlung	37
2.3- Vista geral do cálculo de dose com MC em radioterapia	38
2.4- Códigos de Monte Carlo utilizados em Radioterapia	39
B) Parte Experimental	41
Capítulo III	42
3- Materiais e Métodos	42
3.1 - Materiais	42
3.1.1- Acelerador Linear	42
3.1.2 – Sistema de Ionimetria.....	43
3.1.3 – Câmaras de ionização.....	43
3.1.3.1 – Câmara de ionização cilíndrica.....	43
3.1.3.2 – Câmara pinpoint	44
3.1.4 – Sistema de Planeamento Computorizado (TPS)	44
3.1.5- Fantomas	46
3.1.5- Películas EBT.....	48
3.2.1 - Aquisição de dados em água.....	49
3.2.1.1 – Aquisição de Perfis.....	51
3.2.1.2 – Aquisição de PDDs.....	52
3.2.1.3 – Aquisição de Output Factors	52
3.2.1.4 - Aquisição de dados em dose absoluta	52
3.2.1.5 – Aquisição do perfil da diagonal.....	52
3.2.2 - Aquisição de dados em ar	53
3.2.2.1 – Aquisição de Perfis	54

3.2.2.2 – Aquisição de Air Z-scans	55
3.2.2.3 – Aquisição de Output Factors	55
3.2.2.4 – Medições com películas.....	55
3.2.3- Validação do TPS Monaco	56
3.2.3.1 - Validação 1.....	57
3.2.3.3 - Validação 3.....	59
3.2.3.4 - Validação 4.....	60
3.2.3.5 - Validação 5.....	60
3.2.3.6 - Validação 6.....	62
3.2.3.7 - Validações 7 e 8	62
Capítulo IV	64
4 - Resultados	64
4.1- Aquisição dos dados	64
4.1.1- Perfis adquiridos na água	64
4.1.2- Perfis adquiridos no ar	65
4.1.3- <i>Percentage Depth Dose (PDD)</i>	73
4.1.4- <i>Air Z-scans</i>	73
4.1.5- <i>Output Factors</i>	78
4.1.6- Dose Absoluta em água	79
4.1.7- Perfil da diagonal na água.....	79
4.2- Modelação dos dados	81
4.3- Validações	82
4.3.1- Validação 1	83
4.3.2- Validação 2	84
4.3.3- Validação 3	85
4.3.4- Validação 4	87
4.3.5- Validação 5	88
4.3.6- Validação 6	89
4.3.7- Validação 7	90
4.3.8- Validação 8	91
4.3.9- Verificações dos dados enviados à CMS	93
Capítulo V	94
5- Conclusões	94
Bibliografia.....	96

Anexo A.....	99
Anexo B.....	107

Índice de Tabelas

Tabela 1.1 - Dados sobre algumas máquinas de tratamento [Doo99].	23
Tabela 3.1 – Resumo das aquisições na água, para os campos quadrados e para as energias de 6 e 10 MV.	49
Tabela 3.2 - Resumo das aquisições na água, para os campos rectangulares e para as energias de 6 e 10 MV.	50
Tabela 3.3 – Resumo das aquisições no ar, para os campos quadrados e para as energias de 6 e 10 MV.	53
Tabela 3.4 - Resumo das aquisições no ar, para os campos rectangulares e para as energias de 6 e 10 MV.	53
Tabela 3.5 – Coordenadas onde foram realizadas as medições de dose fora do eixo central do feixe de radiação.	63
Tabela 4.1 – Profundidades do D_{max} obtidas para os campos quadrados, para as energias de 6 e 10 MV.	73
Tabela 4.2 - Profundidades do D_{max} obtidas para os campos rectangulares, para as energias de 6 e 10 MV.	73
Tabela 4.4 - <i>Output Factors</i> para a energia de 10 MV.	78
Tabela 4.5 – Dose em cGy/UM para o campo de $10.4 \times 10.4 \text{ cm}^2$ (a uma profundidade de 10 cm e a uma SSD de 100 cm).	79
Tabela 4.6 – UM necessárias para fornecer 100 cGy ao isocentro para o campo de $10.4 \times 10.4 \text{ cm}^2$ (a uma profundidade de 10 cm e a uma SSD de 90 cm).	79
Tabela 4.7 - Setup da Validação 1.	83
Tabela 4.8 - Resultados da Validação 1 para a energia de 6 MV.	83
Tabela 4.9 - Resultados da Validação 1 para a energia de 10 MV.	83
Tabela 4.10 - Setup da Validação 2.	84
Tabela 4.11 - Resultados da Validação 2 para a energia de 6 MV.	84
Tabela 4.12 - Resultados da Validação 2 para a energia de 10 MV.	84
Tabela 4.13 - Setup da Validação 3.	85
Tabela 4.14 - Resultados da Validação 3 para a energia de 6 MV.	85
Tabela 4.15 - Resultados da Validação 3 para a energia de 10 MV.	86
Tabela 4.16 - Setup da Validação 4.	87
Tabela 4.17 - Resultados da Validação 4 para a energia de 6 MV.	87
Tabela 4.18 - Resultados da Validação 4 para a energia de 10 MV.	87
Tabela 4.19 - Setup da Validação 5.	88
Tabela 4.20 - Resultados da Validação 3 para a energia de 6 MV.	88
Tabela 4.21 - Resultados da Validação 3 para a energia de 10 MV.	89
Tabela 4.22 - Setup da Validação 5.	89
Tabela 4.23 - Resultados da Validação 6 para a energia de 6 MV.	89

Tabela 4.24 - Resultados da Validação 10 para a energia de 10 MV.....	90
Tabela 4.25 - Setup da Validação 7.....	90
Tabela 4.26 - Resultados da Validação 7 para a energia de 6 MV.....	90
Tabela 4.27 - Resultados da Validação 7 para a energia de 10 MV.....	91
Tabela 4.28 - Setup da Validação 8.....	91
Tabela 4.29 - Resultados da Validação 8 para a energia de 6 MV.....	92
Tabela 4.30 - Resultados da Validação 8 para a energia de 10 MV.....	92
Tabela 4.31 – Dose em Gy/UM para o campo de 10.4x10.4 cm ² (a uma profundidade de 10 cm e a uma SSD de 100 cm), adquiridos nas aquisições e após as validações.	93

Índice de Figuras

Figura 1.1 - Acelerador Linear.	
Figura 1.2 - Semente de Braquiterapia.	18
Figura 1.3 - Procedimentos do planeamento em Radioterapia [Doo99].	19
Figura 1.4 – Ilustração dos volumes alvo: GTV, CTV e PTV.	21
Figura 2.1 – Dispersão coerente (Rayleigh) [Sal01].	34
Figura 2.2 – Dispersão de Compton [Sal01].	35
Figura 2.3 – Efeito fotoeléctrico [Sal01].	36
Figura 2.4 – Produção de Pares [Sal01].	36
Figura 2.5 - Dispersão elástica [Sal01].	37
Figura 2.6 - Colisão inelástica [Sal01].	37
Figura 2.7 - Emissão de <i>Bremsstrahlung</i> [Sal01].	38
Figura 2.8 - Ilustração dos componentes típicos de uma cabeça do AL <i>Varian</i> no modo de fótons [Che07].	39
Figura 3.1 - Acelerador Linear Elekta Synergy instalado na unidade de Radioterapia do Hospital CUF-Descobertas.	42
Figura 3.2 - Câmara de ionização cilíndrica (CC13 da marca Scanditronix-Wellhofer).	44
Figura 3.3 - Câmara de ionização <i>pinpoint</i> (CC04 da marca Scanditronix-Wellhofer).	44
Figura 3.4- TPS Monaco (versão 1.0.2 CMS) instalado na unidade de Radioterapia do Hospital CUF-Descobertas.	45
Figura 3.5 - Primeira e segunda fases do processo de optimização da distribuição de dose no TPS Monaco.	46
Figura 3.6 - Blue Phantom.	47
Figura 3.7 - Fantoma CIRS, Modelo 002H9K.	47
Figura 3.8 - Fantoma de placas da marca Scanditronix.	48
Figura 3.9 - Aquisição dos perfis em água em <i>Crossline</i> , para as profundidades: D_{max} (1.5 cm para a energia de 6 MV e de 2.1 cm para a de 10 MV), 5, 10, 20 e 30 cm.	51
Figura 3.10 - Aquisição dos perfis em água em <i>Inline</i> para as profundidades: D_{max} (1.5 cm para a energia de 6 MV e de 2.1 cm para a de 10 MV), 5, 10, 20 e 30 cm.	51
Figura 3.11 - Aquisição dos PDDs em água.	52
Figura 3.12 - Aquisição do perfil da diagonal para o campo $21 \times 16 \text{ cm}^2$, a 5 cm de profundidade, em água.	53
Figura 3.13 - Aquisição dos perfis no ar, em <i>Crossline</i>	54
Figura 3.14 - Aquisição dos perfis no ar, em <i>Inline</i>	54
Figura 3.15 – Aquisição dos <i>Air Z-scans</i> no ar.	55
Figura 3.16 - Validação 1.	57
Figura 3.17 - Validação 2.	58
Figura 3.18 - Validação 3, com a gantry a 30°	59
Figura 3.19 - Validação 3, com a gantry a 60°	59
Figura 3.20 - Validação 3, com a gantry a 90°	60
Figura 3.21 - Validação 4.	60
Figura 3.22 - Validação 5, com a gantry a 0°	61

Figura 3.23 - Validação 5, com a gantry a 30°.	61
Figura 3.24 - Validação 5, com a gantry a 60°.	61
Figura 3.25 - Validação 5, com a gantry a 90°.	61
Figura 3.26 - Validação 6, com a gantry a 60°.	62
Figura 3.27 - Validação 6, com a gantry a 90°.	62
Figura 3.28 - Validações 7 e 8.	63
Figura 4.1 - Perfil do campo 2.4x2.4 cm ² , em <i>Inline</i> , para a energia de 6MV, adquirido na água.	65
Figura 4.2 - Perfil do campo 2.4x2.4 cm ² , em <i>Crossline</i> , para a energia de 6MV, adquirido na água.	65
Figura 4.3 - Perfil do campo 3.2x3.2 cm ² , em <i>Inline</i> , para a energia de 6MV, adquirido na água.	65
Figura 4.4 - Perfil do campo 3.2x3.2 cm ² , em <i>Crossline</i> , para a energia de 6MV, adquirido na água.	65
Figura 4.5 - Perfil do campo 4x4 cm ² , em <i>Inline</i> , para a energia de 6MV, adquirido na água.	66
Figura 4.6 - Perfil do campo 4x4 cm ² , em <i>Crossline</i> , para a energia de 6MV, adquirido na água.	66
Figura 4.7 - Perfil do campo 4.8x4.8 cm ² , em <i>Inline</i> , para a energia de 6MV, adquirido na água.	66
Figura 4.8 - Perfil do campo 4.8x4.8 cm ² , em <i>Crossline</i> , para a energia de 6MV, adquirido na água.	66
Figura 4.9 - Perfil do campo 7.2x7.2 cm ² , em <i>Inline</i> , para a energia de 6MV, adquirido na água.	66
Figura 4.10 - Perfil do campo 7.2x7.2 cm ² , em <i>Crossline</i> , para a energia de 6MV, adquirido na água.	66
Figura 4.11 - Perfil do campo 10.4x10.4 cm ² , em <i>Inline</i> , para a energia de 6MV, adquirido na água.	67
Figura 4.12 - Perfil do campo 10.4x10.4 cm ² , em <i>Crossline</i> , para a energia de 6MV, adquirido na água.	67
Figura 4.13 - Perfil do campo 16x16 cm ² , em <i>Inline</i> , para a energia de 6MV, adquirido na água.	67
Figura 4.14 - Perfil do campo 16x16 cm ² , em <i>Crossline</i> , para a energia de 6MV, adquirido na água.	67
Figura 4.15 - Perfil do campo 4x16 cm ² , em <i>Inline</i> , para a energia de 6MV, adquirido na água.	67
Figura 4.16 - Perfil do campo 4x16 cm ² , em <i>Crossline</i> , para a energia de 6MV, adquirido na água.	67
Figura 4.17 - Perfil do campo 10x16 cm ² , em <i>Inline</i> , para a energia de 6MV, adquirido na água.	68
Figura 4.18 - Perfil do campo 10x16 cm ² , em <i>Crossline</i> , para a energia de 6MV, adquirido na água.	68
Figura 4.19 - Perfil do campo 21x4 cm ² , em <i>Inline</i> , para a energia de 6MV, adquirido na água.	68
Figura 4.20 - Perfil do campo 21x4 cm ² , em <i>Crossline</i> , para a energia de 6MV, adquirido na água.	68

Figura 4.21 - Perfil do campo 21x16 cm ² , em <i>Inline</i> , para a energia de 6MV, adquirido na água.....	68
Figura 4.22 - Perfil do campo 21x16 cm ² , em <i>Crossline</i> , para a energia de 6MV, adquirido na água.....	68
Figura 4.23 - Perfil do campo 2.4x2.4 cm ² , em <i>Inline</i> , para a energia de 10MV, adquirido na água.....	69
Figura 4.24 - Perfil do campo 2.4x2.4 cm ² , em <i>Crossline</i> , para a energia de 10MV, adquirido na água.....	69
Figura 4.25 - Perfil do campo 3.2x3.2cm ² , em <i>Inline</i> , para a energia de 10MV, adquirido na água.....	69
Figura 4.26 - Perfil do campo 3.2x3.2cm ² , em <i>Crossline</i> , para a energia de 10MV, adquirido na água.....	69
Figura 4.27 - Perfil do campo 4x4 cm ² , em <i>Inline</i> , para a energia de 10MV, adquirido na água.....	69
Figura 4.28 - Perfil do campo 4x4 cm ² , em <i>Crossline</i> , para a energia de 10MV, adquirido na água.....	69
Figura 4.29 - Perfil do campo 4.8x4.8 cm ² , em <i>Inline</i> , para a energia de 10MV, adquirido na água.....	70
Figura 4.30 - Perfil do campo 4.8x4.8 cm ² , em <i>Crossline</i> , para a energia de 10MV, adquirido na água.....	70
Figura 4.31 - Perfil do campo 7.2x7.2 cm ² , em <i>Inline</i> , para a energia de 10MV, adquirido na água.....	70
Figura 4.32 - Perfil do campo 7.2x7.2 cm ² , em <i>Crossline</i> , para a energia de 10MV, adquirido na água.....	70
Figura 4.33 - Perfil do campo 10.4x10.4 cm ² , em <i>Inline</i> , para a energia de 10MV, adquirido na água.....	70
Figura 4.34 - Perfil do campo 10.4x10.4 cm ² , em <i>Crossline</i> , para a energia de 10MV, adquirido na água.....	70
Figura 4.35 - Perfil do campo 16x16 cm ² , em <i>Inline</i> , para a energia de 10MV, adquirido na água.....	71
Figura 4.36 - Perfil do campo 16x16 cm ² , em <i>Crossline</i> , para a energia de 10MV, adquirido na água.....	71
Figura 4.37 - Perfil do campo 4x16 cm ² , em <i>Inline</i> , para a energia de 10MV, adquirido na água.....	71
Figura 4.38 - Perfil do campo 4x16 cm ² , em <i>Crossline</i> , para a energia de 10MV, adquirido na água.....	71
Figura 4.39 - Perfil do campo 10x16 cm ² , em <i>Inline</i> , para a energia de 10MV, adquirido na água.....	71
Figura 4.40 - Perfil do campo 10x16 cm ² , em <i>Crossline</i> , para a energia de 10MV, adquirido na água.....	71
Figura 4.41 - Perfil do campo 21x4 cm ² , em <i>Inline</i> , para a energia de 10MV, adquirido na água.....	72
Figura 4.42 - Perfil do campo 21x4 cm ² , em <i>Crossline</i> , para a energia de 10MV, adquirido na água.....	72

Figura 4.43 - Perfil do campo 21x16 cm ² , em <i>Inline</i> , para a energia de 10MV, adquirido na água.....	72
Figura 4.44 - Perfil do campo 21x16 cm ² , em <i>Crossline</i> , para a energia de 10MV, adquirido na água.....	72
Figura 4.41 - PDD do campo 1.6x1.6 cm ² para a energia de 6MV, adquirido na água.	74
Figura 4.42 - PDD do campo 2.4x2.4 cm ² para a energia de 6MV, adquirido na água.	74
Figura 4.43 - PDD do campo 3.2x3.2 cm ² para a energia de 6MV, adquirido na água.	74
Figura 4.44 - PDD do campo 4x4 cm ² para a energia de 6MV, adquirido na água.	74
Figura 4.45 - PDD do campo 4.8x4.8 cm ² para a energia de 6MV, adquirido na água.	74
Figura 4.46 - PDD do campo 7.2x7.2 cm ² para a energia de 6MV, adquirido na água.	74
Figura 4.47 - PDD do campo 10.4x10.4 cm ² para a energia de 6MV, adquirido na água.	75
Figura 4.48 - PDD do campo 16x16 cm ² para a energia de 6MV, adquirido na água.	75
Figura 4.49 - PDD do campo 4x16 cm ² para a energia de 6MV, adquirido na água.	75
Figura 4.50 - PDD do campo 10x16 cm ² para a energia de 6MV, adquirido na água.	75
Figura 4.51 - PDD do campo 21x4 cm ² para a energia de 6MV, adquirido na água.	75
Figura 4.52 - PDD do campo 21x16 cm ² para a energia de 6MV, adquirido na água.	75
Figura 4.53 - PDD do campo 1.6x1.6 cm ² para a energia de 10MV, adquirido na água.	76
Figura 4.54 - PDD do campo 2.4x2.4 cm ² para a energia de 10MV, adquirido na água.	76
Figura 4.55 - PDD do campo 3.2x3.2 cm ² para a energia de 10MV, adquirido na água.	76
Figura 4.56 - PDD do campo 4x4 cm ² para a energia de 10MV, adquirido na água.	76
Figura 4.57 - PDD do campo 4.8x4.8 cm ² para a energia de 10MV, adquirido na água.	76
Figura 4.58 - PDD do campo 7.2x7.2 cm ² para a energia de 10MV, adquirido na água.	76
Figura 4.59 - PDD do campo 10.4x10.4 cm ² para a energia de 10MV, adquirido na água.	77
Figura 4.60 - PDD do campo 16x16 cm ² para a energia de 10MV, adquirido na água.	77
Figura 4.61 - PDD do campo 4x16 cm ² para a energia de 10MV, adquirido na água.	77
Figura 4.62 - PDD do campo 10x16 cm ² para a energia de 10MV, adquirido na água.	77
Figura 4.63 - PDD do campo 21x4 cm ² para a energia de 10MV, adquirido na água.	77
Figura 4.64 - PDD do campo 21x16 cm ² para a energia de 10MV, adquirido na água.	77
Figura 4.65 – Perfil da diagonal do campo 21x16 cm ² , para a energia de 6 MV, adquirido em água.....	79
Figura 4.66 – Perfil da diagonal do campo 21x16 cm ² , para a energia de 10 MV, adquirido em água.....	80

Introdução

A Radioterapia é uma técnica que utiliza radiação ionizante para fins terapêuticos, sendo uma das principais modalidades no tratamento do cancro. Os avanços tecnológicos registados nas últimas décadas, principalmente ao nível do poder de computação, imagem médica e equipamentos produtores de radiação, têm possibilitado que a Radioterapia possa melhorar os resultados dos tratamentos, principalmente em termos de precisão.

Os sistemas de planimetria computadorizados (TPS) são uma ferramenta muito importante no processo de planeamento do tratamento em Radioterapia. Na última década algumas empresas têm vindo a implementar algoritmos de Monte Carlo comerciais nos seus TPS, com o intuito de apetrechar os seus sistemas com uma maior precisão ao nível do cálculo de dose.

O *commissioning* é um dos procedimentos mais importantes no controlo de qualidade de um TPS. Realizar o *commissioning* de um TPS, consiste na execução de um conjunto de procedimentos que garantam um estado operacional seguro do novo TPS.

Actualmente, ainda não existem protocolos nem procedimentos internacionalmente delineados para o *commissioning* de TPS com algoritmos de Monte Carlo. Como tal, cada serviço de Radioterapia deve elaborar um procedimento, constituído por verificações e validações, que lhe permita averiguar se o novo TPS se encontra apto para ser utilizado em ambiente clínico.

O objectivo deste trabalho é realizar o *commissioning* de um sistema de planimetria computadorizado de Monte Carlo comercial – Monaco - que se encontra no mercado. Este TPS possui um algoritmo de Monte Carlo comercial poderoso, o XVMC.

Para atingir este objectivo, efectuaram-se aquisições de dados dosimétricos dos feixes de fótons com energias de 6 e 10MV e registaram-se alguns parâmetros do AL Elekta Synergy instalado no serviço de Radioterapia do Hospital CUF-Descobertas. Os dados obtidos foram enviados para serem modelados e posteriormente utilizados na criação de duas máquinas de tratamentos, uma para a energia de 6MV (MONACOX06) e outra para a energia de 10MV (MONACOX10). Esta modelação ficou a cargo da CMS que após concluir este processo, enviou as duas máquinas de tratamento, tendo sido introduzidas no TPS Monaco. Realizaram-se validações para determinar se as máquinas de tratamento MONACOX06 e MONACOX10 cumpriam os requisitos definidos na literatura [IAEA05], para poderem ser utilizadas nos tratamentos.

Esta dissertação divide-se em seis capítulos, incluindo o presente que se dedica à Introdução. Nos Capítulos I (***Radioterapia***) e II (***Sistemas de Planimetria Computorizado e cálculo de Monte Carlo***) faz-se a abordagem da componente teórica do trabalho. No capítulo I denominado Radioterapia, enquadra-se o TPS na rotina de um serviço em radioterapia, bem como a importância do *commissioning*.

No capítulo II aborda-se os TPS com Monte Carlo, a importância do cálculo de Monte Carlo em radioterapia e alguns dos aspectos mais relevantes das técnicas de Monte Carlo.

O Capítulo III (***Materiais e Métodos***) é dedicado à descrição e discussão materiais e métodos utilizados.

No capítulo IV (***Resultados***) apresentam-se e analisam-se os resultados obtidos para as aquisições e validações realizadas.

Finalmente, no Capítulo V (***Conclusões***) são apresentadas as principais conclusões deste trabalho.

A) Fundamentos Teóricos

Capítulo I

1- Radioterapia

1.1- Aspectos gerais em Radioterapia

O principal objectivo da Radioterapia é maximizar a probabilidade de controlo tumoral por aplicação de radiação para matar as células tumorais, minimizando simultaneamente as complicações nos tecidos saudáveis [Dyk05]. Avanços tecnológicos ao nível dos computadores, imagem médica e equipamentos produtores de radiação, têm providenciado meios mais sofisticados para atingir este objectivo [Jr05].

A Radioterapia é um tratamento local (tal como a cirurgia) e afecta as células cancerígenas apenas na área tratada. Esta pode dividir-se em Radioterapia Externa, também conhecida como Teleterapia (de origem *grega* e significa “terapia à distância”) e em Radioterapia Interna, também denominada por Braquiterapia (do grego *brachys* que quer dizer junto). A Radioterapia Externa utiliza radiação que provem de um equipamento (por exemplo um acelerador linear, Figura 1.1), ou seja, a radiação é gerada externamente ao doente. Em Radioterapia Interna, a radiação provem de um implante, um pequeno recipiente com material radioactivo (Figura 1.2), introduzido directamente no tumor ou próximo deste.



Figura 1.1 - Acelerador Linear.

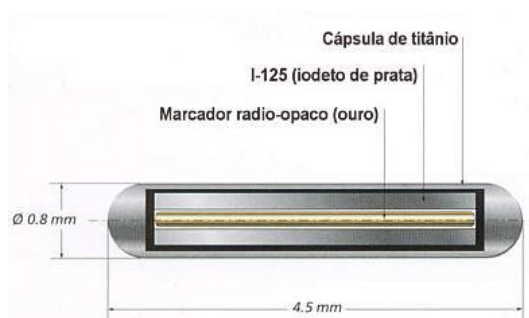


Figura 1.2 - Semente de Braquiterapia.

Em Radioterapia Externa o paciente é, normalmente, tratado cinco dias por semana, num determinado número de semanas, que dependerá essencialmente da prescrição da dose a administrar e do tipo de tratamento. Utilizam-se feixes de alta energia para danificar e impedir que as células cancerígenas cresçam e se dividam.

Em Radioterapia Interna, o implante pode ser temporário ou permanente. Se o implante for removido, deixa de existir radioactividade no corpo do paciente.

1.2- Procedimentos do planeamento em Radioterapia

O planeamento do tratamento em Radioterapia é uma parte muito importante do tratamento. O planeamento do tratamento em Radioterapia é um processo utilizado para determinar o número de feixes de radiação (ou fontes de braquiterapia) a usar para administrar uma determinada dose de radiação ao paciente, com o intuito de controlar ou curar um tumor.

O planeamento do tratamento, muito frequentemente, é executado com recurso a um sistema de planimetria que ajuda a definir o volume alvo, determinar a direcção e forma dos feixes, a calcular e a avaliar a distribuição de dose [Aap98].

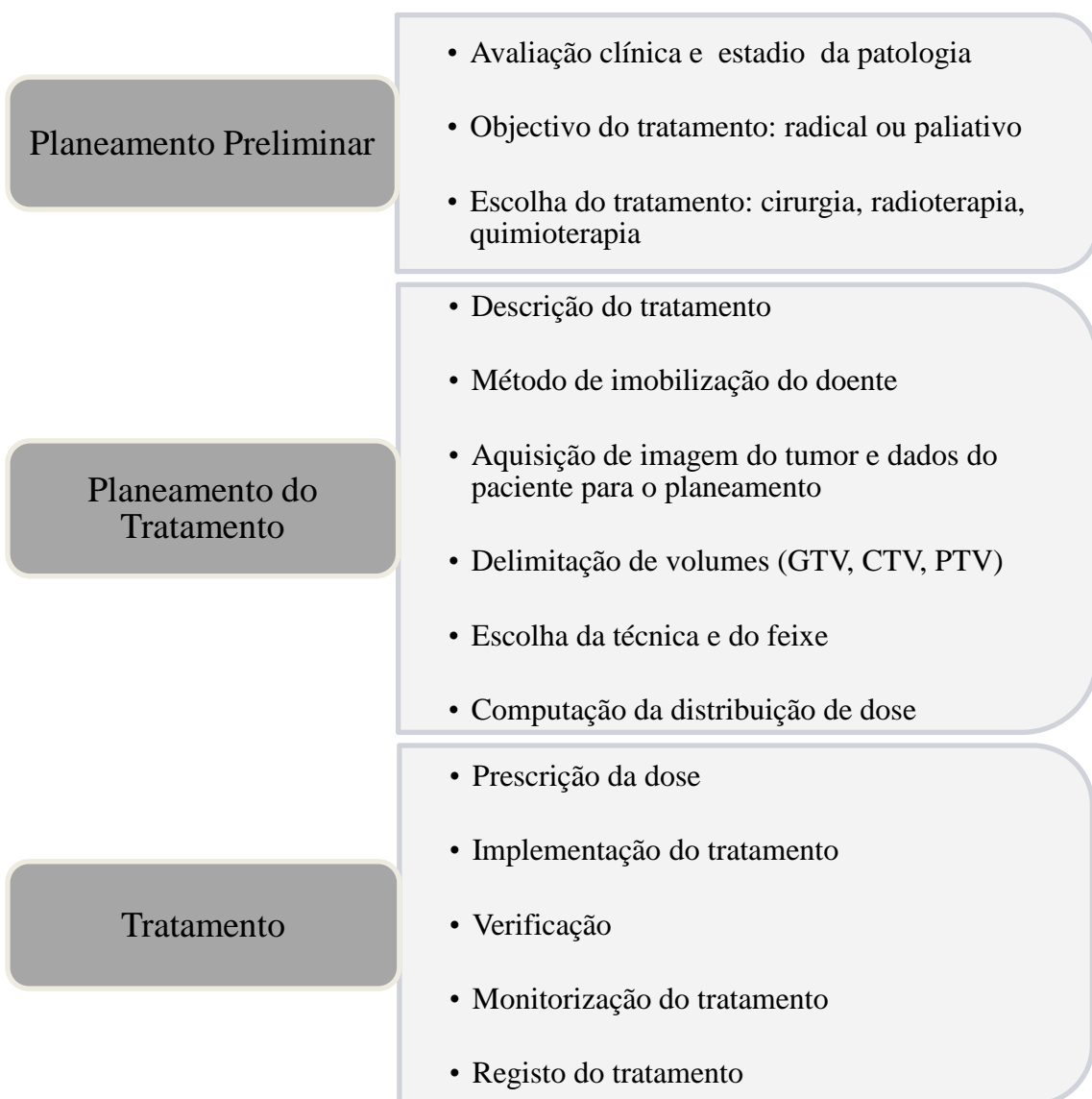


Figura 1.3 - Procedimentos do planeamento em Radioterapia [Doo99].

Uma vez tomada a decisão de tratar com radioterapia, é delineado um plano de acção (Figura 1.3) para a escolha do volume alvo, o método de imobilização do paciente, a técnica de tratamento, a máquina do tratamento, a energia e dose a prescrever [Doo99].

1.2.1- Objectivo da Terapia

A definição do objectivo da terapia (curativa ou radical, paliativa ou benigna) é muito importante, uma vez que influencia a escolha do volume a ser tratado, a dose a administrar e a técnica de tratamento. O objectivo da radioterapia curativa ou radical (Tratamento Radical de Doença Maligna, *Radical Treatment of Malignant Disease*) é reduzir o número de células do tumor até a um nível que permita atingir o controlo local permanente. O volume a ser irradiado tem que incluir qualquer tumor, bem como os volumes em que a disseminação é esperada com um determinado nível de probabilidade. Quanto ao objectivo da radioterapia paliativa (Tratamento Paliativo de Doença Maligna, *Paliative Treatment of Malignant Disease*) é diminuir os sintomas devido à doença maligna, como por exemplo a dor. Neste caso, o volume alvo pode ser todo ou apenas parte do volume tumoral macroscópico. Relativamente a patologias benignas, a inclusão dos tecidos afectados pode ser total ou apenas parcial (exemplo, colóide).

1.2.2- Método de imobilização e posicionamento do doente

A posição do doente para o tratamento deve ser tecnicamente ideal e se possível confortável. É bastante importante que o paciente seja tratado numa única posição, para evitar sobre ou subdosagem ou movimentação dos órgãos. A escolha da posição para o tratamento pode ser restringida pelas limitações do equipamento [Dob99]. Para garantir a reprodutibilidade do posicionamento do doente ao longo do tratamento é necessário estabelecer marcas de referência [Aap98]. O grau de imobilização necessário varia de acordo com a técnica utilizada.

1.2.3- Aquisição de imagem do tumor ou de dados para o planeamento

A informação sobre o tumor pode ser obtida com recurso a alguns métodos de imagem, tais como Tomografia Computorizada (TC), Ressonância Magnética (RM), PET-CT, ultra-sons, bem como por observação clínica, palpação ou biopsias [Doo99]. A informação presente na TC, RM ou outra técnica de imagem pode ser inserida no sistema de planimetria [Aap98].

1.2.4- Delimitação de Volumes

Inicialmente devem ser definidos/delimitados dois volumes: GTV (*Gross Tumor Volume*) e o CTV (*Clinical Target Volume*). Durante o processo de planeamento do tratamento, outros volumes podem ser definidos: PTV (*Planning Target Volume*) e os órgãos de risco (*OARs, Organs at Risk*). Estes volumes podem ser observados na Figura 1.4. Como resultado do planeamento do tratamento, mais alguns volumes poderão ser definidos: Volume Tratado (*Treated Volume*) e o Volume Irradiado (*Irradiated Volume*).

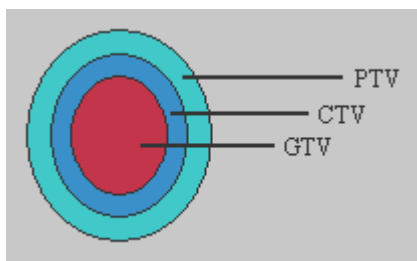


Figura 1.4 – Ilustração dos volumes alvo: GTV, CTV e PTV.

O *Gross Tumor Volume* (GTV) é a massa palpável ou visível e a localização de um crescimento maligno. O GTV consiste no tumor primário e possível linfadenopatia metastática (*metastatic lymphadenopathy*) ou outras metástases. O GTV quase sempre corresponde às partes do crescimento maligno onde a densidade de células tumorais é maior. Por isso, uma dose adequada deve ser entregue a todo o GTV para atingir o objectivo da terapia radical.

A forma, o tamanho e a localização do GTV pode ser determinada por examinação clínica, como por exemplo a palpação, endoscopia, e ou várias técnicas de imagem médica, tais como, raio-X, Tomografia Computorizada, Ressonância Magnética, ultra-sons, PET-CT.

O *Clinical Target Volume* (CTV) é o volume de tecido que contem um GTV e doença maligna subclínica que deve ser eliminada. O CTV é tal como o GTV, um conceito puramente anatómico e clínico e que pode ser definido como uma volume que inclui estruturas suspeitas em adição a qualquer tumor conhecido.

O PTV (*Planning Target Volume*) é uma expansão volumétrica que tem em conta as incertezas na posição do CTV de dia para dia. Mais concretamente, uma margem interna é adicionada para compensar as mudanças fisiológicas no tamanho, forma e posição da anatomia interna. Uma margem adicional é ainda acrescentada para se considerar o movimento do paciente (exemplo, a respiração) e diferenças no posicionamento do doente durante o tratamento. O PTV é então um conceito geométrico, e é usado para assegurar que o CTV recebe a dose prescrita. Ao nível do planeamento é utilizado para definir a dose a fornecer durante o tratamento. A sua forma e tamanho dependem fundamentalmente do CTV e da técnica usada no tratamento.

O Volume Tratado (*Treated Volume*) é o volume que é envolvido por uma isodose, definida pelo oncologista, que é adequada para atingir o objectivo do tratamento (exemplo, extermínio do tumor, paliativo). O Volume Irradiado (*Irradiated Volume*) é todo o volume de tecido que recebe uma dose que é considerada significativa em relação à tolerância do tecido saudável.

Os órgãos de risco (*OARs, Organs at Risk*) são tecidos saudáveis cuja sensibilidade à radiação pode influenciar significativamente o planeamento e a dose prescrita, daí que as suas delimitações sejam muito importantes. Por exemplo, num caso de tumor na próstata, os órgãos de risco serão a bexiga e o recto [Doo99].

1.2.5- Equipamento produtor de radiação do tratamento e da técnica

Uma vez delimitados os volumes alvo e os órgãos de risco (OARs) é necessário procurar a distribuição de dose óptima para o tratamento do tumor.

1.2.5.1- Escolha do equipamento produtor de radiação

O equipamento produtor de radiação para o tratamento deve então ser escolhido de acordo com as características do PDD (Percentage Depth Dose) e da profundidade build-up, que variam com a energia e tamanho do feixe (Tabela 1.1). Outros factores como a penumbra na definição do feixe, a imagem portal, a existência de colimadores independentes ou multilâminas devem ser considerados [Doo99].

Máquina	Energia (MV)	SSD (cm)	Campo 10x10 cm ²	
			Profundidade do D _{max} (cm)	PDD aos 10 cm (%)
⁶⁰ Cobalto	1.25	100	0.5	58.7
Acelerador Linear	5	100	1.25	65
Acelerador Linear	10	100	2.3	73
Acelerador Linear	16	100	2.8	76.8

Tabela 1.1 - Dados sobre algumas máquinas de tratamento [Doo99].

1.2.5.2- Escolha da técnica de tratamento

A escolha da técnica de tratamento é da responsabilidade do radioterapeuta. Para esta escolha, toda a informação que o radioterapeuta tenha em seu poder acerca do paciente (estado de saúde, exames, biopsias, etc) será muito importante na altura de optar por uma técnica em detrimento de outra. Existem actualmente várias técnicas que são utilizadas nos centros com radioterapia, como por exemplo, radioterapia conformacional, IMRT (*Intensity Modulated Radiation Therapy*), VMAT (*Volumetric Modulated Arc Therapy*), IMAT (*Intensity Modulated Arc therapy*), entre outras.

1.2.6- Computação da distribuição de dose

Os planeamentos convencionais e alguns 3D utilizam uma abordagem directa, ou seja, o melhor planeamento é alcançado pelo método tentativa-erro. Outra abordagem é utilizar o planeamento inverso com optimização computadorizada assistida. Neste tipo de planeamentos, os objectivos e restrições são definidos primeiramente e só depois a configuração do feixe e dos pesos dos campos são determinados pelo computador.

As distribuições de dose são calculadas utilizando um algoritmo. Este cálculo deve ter em conta a natureza heterogénea do paciente nas 3 dimensões ao determinar a precisão da dose dispersa em cada ponto de cálculo, bem como a dose primária.

O método baseado no *pencil beam* é o mais método mais comum, enquanto os cálculos de Monte Carlo prevêm com precisão a dose nas interfaces dos tecidos [Dob99].

1.3- Sistemas de planimetria (TPS)

A maioria da computação de dose é realizada por sistemas de planimetria (*Treatment Plannig System*, TPS) computadorizados, que são programados com os dados da máquina de tratamento. Um TPS é uma ferramenta muito importante na concepção do tratamento em radioterapia de doentes com cancro e também de pacientes que sofram de doenças benignas.

Um TPS consiste num pacote de software, ou eventualmente numa combinação de diferentes pacotes, e numa parte de hardware. Este sistema permite a introdução de dados do paciente, definições anatómicas, a configuração do feixe, o cálculo da distribuição de dose, a avaliação do planeamento em termos de dose, volume e efeitos, a saída de documentação e a sua transferência de dados para outras unidades (por exemplo máquina de tratamento). Os TPS mais modernos, denominados 3-D TPS, oferecem ainda mais funcionalidades: a construção de um modelo 3-D do paciente; simulação 3-D das configurações dos feixes; posicionamento do isocentro; realização do cálculo 3-D da dose, com recurso a algoritmos que consideram os aspectos 3-D do paciente, feixes e interações físicas; avaliação e optimização das distribuições 3-D da dose, através de histogramas dose-volume (HDV) e cálculos da probabilidade de complicação em tecido saudável (*Normal Tissue Complication Probability*, NTCP); visualizações avançadas da anatomia do paciente, feixes e distribuição 3-D da dose [IAEA05].

1.3.1) Implementação clínica de um TPS

Garantir a qualidade do tratamento em radioterapia envolve um reconhecimento que os melhores equipamentos e técnicas devem estar disponíveis para o planeamento dos tratamentos. Isso inclui a compra e implementação clínica de um TPS. Os passos gerais da

implementação de uma tecnologia em radioterapia, para prática clínica são os seguintes [Dyk99]:

- a) Avaliação das necessidades clínicas;
- b) Processo de selecção e aquisição;
- c) Instalação;
- d) Testes de aceitação;
- e) *Commissioning*;
- f) Formação;
- g) Uso clínico;
- h) Controlo de Qualidade periódico.

Uma vez que este trabalho se debruça sobre o *commissioning* do TPS Monaco, também recairá sobre este passo da implementação de um TPS o maior destaque e detalhe. Contudo, neste trabalho também se abordará alguns aspectos dos testes de aceitação.

1.3.2- Testes de Aceitação para um TPS

Os testes de aceitação são um conjunto de procedimentos que ao serem efectuados atestam que o TPS funciona de acordo com as especificações documentadas no momento da sua compra [IAEA05]. Estes testes têm de ser realizados antes de o sistema ser utilizado clinicamente, e devem testar tanto o hardware como as funcionalidades do software. Uma vez que durante o curto período de aceitação pelo usuário só se podem testar as funcionalidades básicas, este pode escolher uma aceitação condicional e indicar no documento da aceitação, que a aceitação final será concluída como parte do processo de *commissioning*. Este processo permite ao utilizador obter um conhecimento mais aprofundado sobre o funcionamento do TPS.

Os procedimentos dos testes de aceitação devem ser acordados tanto pelo usuário como pelo vendedor. No entanto, o vendedor pode optar por enviar o documento da aceitação, juntamente com o TPS, ficando à responsabilidade do utilizador efectuar todos os testes, que entenda ser necessários, para a aceitação do equipamento. Aconselha-se que se registre todos os procedimentos efectuados detalhadamente num documento. Todos os testes devem ser passados e quaisquer deficiências detectadas indicadas no documento de aceitação. Os seguintes itens devem fazer parte dos testes de aceitação para um sistema de planeamento de tratamento:

- Hardware;
- Integração na rede (Network Integration);
- Transferência de Dados (Data Transfer);
- Software
- Documentação.

1.3.2.1- Hardware

O primeiro teste de aceitação poderá passar por testar o sistema de hardware. Os testes de hardware asseguram que, tanto o computador, como os seus periféricos, funcionam em conformidade com as especificações.

1.3.2.2- Integração na rede (*Network Integration*)

A verificação da conectividade da rede faz parte dos testes de aceitação, sendo um procedimento muito importante, uma vez que se assiste, cada vez mais, à necessidade de vários equipamentos comunicarem entre si, para tornar mais rápido e eficaz parte do processo no qual assenta o planeamento dos tratamentos.

1.3.2.3- Transferência de Dados (*Data Transfer*)

Como parte do processo de aceitação é importante avaliar a compatibilidade dos ficheiros e testar os seguintes itens (sempre que se aplique):

1. Transferência de dados das imagens de tomografia computadorizada, ressonância magnética ou ultra-som para o TPS.
2. Precisão dos dados da TC.
3. Comunicação do posicionamento do doente e dos parâmetros dosimétricos à máquina de tratamento ou ao sistema de registo e verificação.
4. A transferência de informações relativas aos campos de tratamento.
5. Transferência das DRRs (*Digitally reconstructed radiographs*).
6. Transferência de dados para o sistema de gestão utilizado pelo serviço de radioterapia.
7. Transferência de dados medidos a partir de um fantoma de água 3-D através de conexões de rede.

1.3.2.4- Software

O utilizador, normalmente, pode testar apenas as funcionalidades básicas do software. Deve verificar também, se todas as funcionalidades do software que tenham sido adquiridas estão efectivamente instaladas e a funcionar correctamente.

1.3.2.4.1- Verificação das capacidades do sistema

O TG 53 [Aap98] inclui orientações reconhecidas internacionalmente sobre o que, se deve testar para verificar as capacidades do software.

1.3.2.4.2- Verificação da capacidade de cálculo

Os testes de software devem ser realizados com o intuito de avaliar o desempenho do cálculo de dose do sistema, tendo em conta os critérios de aceitação, precisão e funcionalidade. Os parâmetros do feixe e os dados básicos necessários no processo de realização dos testes, podem ser adquiridos a partir de dados de referência publicados, a partir de dados genéricos fornecidos pelo vendedor do TPS ou a partir de dados medidos na máquina da instituição que adquiriu o TPS.

1.3.2.5- Documentação

Deverá estar disponível documentação detalhada sobre o modo como o software do TPS funciona, incluindo uma descrição geral do projecto, a teoria do cálculo, as limitações e as informações detalhadas sobre o que acontece, à medida que cada etapa do processo de planeamento é realizada.

Os dados associados às máquinas de tratamentos, fontes de braquiterapia e de outros parâmetros exigidos pelo sistema devem estar disponíveis para o utilizador. A Referência [IEC00] especifica os documentos que devem ser fornecidos pelo vendedor, como parte da descrição técnica e instruções de utilização.

Sempre que possível, protocolos da aceitação devem ser usados. Uma parte dos testes de aceitação é verificar toda a documentação que foi fornecida.

1.3.3- *Commissioning* de um TPS

O *commissioning* é uma das partes mais importantes de todo o programa de controlo de qualidade, tanto para o TPS como para o processo de planeamento. O *commissioning* envolve os testes das funções do TPS, a documentação das suas capacidades e a verificação da capacidade de cálculo da dose por parte dos algoritmos, de modo a reproduzir cálculos de dose medida.

Efectuar o *commissioning* de um TPS consiste na realização de um conjunto de procedimentos que garantem um estado operacional seguro do novo TPS, ficando a cargo do utilizador do TPS a definição dos detalhes destes procedimentos. Os procedimentos incluem a introdução de dados geométricos e dosimétricos no sistema de planeamento, para definir a máquina de tratamento e os seus feixes, a realização de testes que possibilitam a aprendizagem do utilizador acerca do seu funcionamento, que permitam verificar o correcto funcionamento de todo o software e ainda determinar a precisão dos vários cálculos [Mij04].

O *commissioning* de um dispositivo com um feixe de radioterapia externa ou braquiterapia inclui uma série de tarefas que geralmente deve ser composta pelos seguintes elementos:

- Adquirir os dados de todos os feixes de radiação (incluindo os feixes de saída), necessários para tratamento;
- Organizar estes dados num livro de dados dosimétricos;
- Introduzir esses dados no TPS;
- Desenvolver procedimentos de dosimetria, planeamento do tratamento e do tratamento;
- Verificar a precisão destes procedimentos;
- Estabelecer ensaios de controlo da qualidade e procedimentos;
- Formação dos utilizadores [IAEA05].

O objectivo do processo de *commissioning* é o de melhorar o controlo de qualidade do TPS e o processo de planeamento da seguinte forma:

1. Os vários testes ao planeamento de tratamentos fornecem experiência e treino aos usuários do TPS;
2. Os testes de cálculos dão uma indicação da capacidade e limitações do cálculo de dose e dos algoritmos;
3. Os diferentes testes fornecem documentação das capacidades e desempenho do sistema;
4. Os testes escritos, uma vez definidos adequadamente, podem dar aos usuários uma indicação geral das capacidades do sistema ao longo da prática clínica;
5. Alguns dos testes de *commissioning* podem posteriormente ser utilizados como referências para os testes de controlo de qualidade.

O TRS430 da IAEA [IAEA04], aconselha testes e procedimentos para averiguar a capacidade e as potencialidades do TPS. Os objectivos gerais do cálculo de dose dos testes de *commissioning* descritos no report TRS430 são os seguintes:

- (a) Identificar ou minimizar os efeitos de erros ou limitações no cálculo de dose do algoritmo ou a sua parametrização;
- (b) Minimizar incertezas na utilização rotineira do cálculo de dose, e ajudar a mantê-las dentro da tolerância clínica desejada;
- (c) Caracterizar ou demonstrar as limitações do algoritmo ou da execução, para impedir o uso inadequado dos resultados do cálculo.

Capítulo II

2- Sistemas de Planimetria Computorizado e cálculo de Monte Carlo

Os sistemas de planimetria computadorizados (TPSs) são utilizados em radioterapia externa para gerar formas de feixes e distribuições de dose, com a intenção de maximizar o controlo tumoral e minimizar as complicações do tecido normal. O processo de planeamento envolve várias etapas e o físico médico é o responsável pela integridade global do TPS para produzir distribuições de dose precisas e fiáveis. O planeamento é realizado, geralmente, por um físico ou dosimetrista, e deve ser aprovado por um radioterapeuta antes da sua implementação.

O planeamento do tratamento antes da década de 1970 era, geralmente, realizado através da manipulação de gráficos de isodose sobre os contornos do corpo do paciente. O desenvolvimento simultâneo de tomografia computadorizada, juntamente com o aumento do poder de computação acessível a partir de 1970, levou ao desenvolvimento do planeamento de tratamento computadorizado baseado em TC, proporcionando a capacidade de visualizar, directamente, distribuições de dose sobrepostas num corte axial da anatomia do paciente [Dyk01].

As sucessivas melhorias de hardware e software têm sido mais notórias nos sistemas actuais ao nível dos gráficos, cálculo e optimização. Sistemas que englobem o “Doente Virtual” são capazes de exibir BEVs (*Beam Eye Views*) dos feixes de radiação e as DRRs (*Digitally Reconstructed Radiographys*). Os cálculos de dose evoluíram de simples modelos 2-D, para modelos 3-D e mais recentemente para técnicas de Monte Carlo 3-D. O aumento da capacidade de computação actual possibilita o aumento da velocidade de cálculo. O planeamento tradicional - directo (“forward”) - que se baseia numa optimização tentativa-erro, está a dar lugar ao planeamento inverso, que utiliza técnicas de optimização de dose para satisfazer os critérios de dose especificados pelo utilizador, para o alvo do tratamento e para as estruturas críticas. A optimização da dose é possível através da utilização de histogramas dose-volume baseados em tomografia computadorizada, ressonância magnética ou outras técnicas de imagens digitais [IAEA05].

2.1- Enquadramento da simulação de MC em Radioterapia

Actualmente, as técnicas de Monte Carlo para cálculo de dose são implementadas no software dos sistemas de planimetria computadorizados, uma vez que se acredita que o método de Monte Carlo pode fornecer uma precisão dentro de 2-3% [Rey06].

Os cálculos de dose realizados pelos sistemas de planimetria comerciais têm limitações, como por exemplo, em interfaces de tecidos com densidade e composição diferentes, ou para campos pequenos e irregulares. Estes problemas aumentam quando se utilizam técnicas de IMRT, devido à alta complexidade desses tratamentos, em que muitas vezes uma quantidade considerável de pequenos segmentos do feixe está envolvida. Os métodos de computação de dose em Monte Carlo permitem, em princípio, uma maior precisão uma vez que os seus resultados só são limitados pela precisão das secções eficazes e a forma como são utilizadas. A maior vantagem do cálculo de Monte Carlo é considerar com precisão o transporte de partículas em geometrias de forma, densidade e composição altamente variável [Alb08].

O cálculo de Monte Carlo é utilizado para gerar distribuições de dose, seguindo as histórias de um grande número de partículas à medida que surgem a partir da fonte de radiação e sofrem múltiplas interacções de dispersão, tanto dentro como fora do paciente.

As técnicas de Monte Carlo são capazes de modelar com precisão o modelo físico de interacção entre as partículas tendo em conta, a geometria individual dos aceleradores lineares, os dispositivos de modelação do feixe, tais como os colimadores multi-lâminas (MLCs), a superfície do paciente e as heterogeneidades. De modo a alcançar um resultado estatisticamente aceitável, as técnicas de Monte Carlo requerem a simulação de um grande número de histórias das partículas [IAEA05].

Através de muitas pesquisas, mostrou-se que o método de Monte Carlo (MC) calcula com precisão, distribuições de dose em radioterapia, particularmente em tecidos heterogéneos, onde os efeitos do transporte electrónico não podem ser manipulados com precisão por algoritmos de dose convencionais e determinísticos. Apesar da sua exactidão e do potencial para gerar melhores distribuições de dose, para influenciar os resultados do tratamento, os tempos de cálculo previamente associados à simulação de MC tornou este método impraticável para o planeamento do tratamento clínico de rotina. No entanto, o rápido desenvolvimento de códigos optimizados para cálculos em radioterapia e as melhorias na tecnologia, ao nível do processador dos computadores, reduziram substancialmente os tempos

de cálculo. Esses avanços têm motivado vários fornecedores de sistemas de planimetria a embarcar no caminho das técnicas de MC. Vários vendedores comerciais já lançaram algoritmos de MC para o planeamento de tratamentos com feixes de fótons e/ou de electrões. Com simulação em MC, a dose é calculada estocasticamente. Questões como as incertezas estatísticas, o uso de técnicas de redução de variância, a capacidade para ter em conta detalhes geométricos na simulação da cabeça do acelerador, e outras características, são componentes de um algoritmo de MC para planeamento dos tratamentos. A implementação bem sucedida pelo físico clínico de um sistema deste tipo requer uma compreensão dos princípios básicos das técnicas de MC [Che07].

2.2 - Simulação em Monte Carlo. Conceitos básicos

O nome “Monte Carlo” foi utilizado, nos anos 40, por cientistas que estavam a trabalhar no projecto da arma nuclear, em Los Alamos, para designar uma classe de métodos numéricos baseados no uso de números aleatórios.

Actualmente, os métodos de Monte Carlo são amplamente utilizados para resolver problemas físicos e matemáticos complexos, particularmente aqueles que envolvem múltiplas variáveis independentes onde os métodos numéricos mais convencionais exigem extraordinárias quantidades de memória e tempo de computação.

Na simulação em Monte Carlo do transporte de radiação, a história (percurso) de uma partícula é visto como uma sequência aleatória de voos livres (“free flights”) que acabam com uma interacção onde a partícula altera a direcção do seu movimento, perde energia e ocasionalmente, produz partículas secundárias.

Para simular estas histórias necessitamos de um modelo de interacção, isto é, de um conjunto de secções eficazes (*differential cross sections*, DCS’s) para os mecanismos de interacção relevantes. As DCS’s determinam as funções de distribuição de probabilidades (*probability distribution functions*, PDF’s) de variáveis aleatórias que caracterizam um percurso: caminho livre entre interacções sucessivas; tipo de interacção que acontece; energia perdida e deflexão angular num evento particular (e estado inicial das partículas secundárias emitidas, caso existam).

Uma vez conhecidas estas PDF’s, podem ser criadas histórias aleatórias recorrendo a métodos de amostragem apropriados. Se o número de histórias geradas for suficientemente

grande, a informação quantitativa no processo de transporte pode ser obtido simplesmente fazendo a média das histórias simuladas.

O método de Monte Carlo produz a mesma informação que a solução da equação de transporte de Boltzmann, com o mesmo modelo de interacção, mas mais fácil de implementar.

A principal desvantagem do método de Monte Carlo reside na sua natureza aleatória, todos os resultados são afectados por incertezas de natureza estatística, que podem ser reduzidas à custa do aumento da amostragem (da população da amostragem), e por isso do tempo de computação. As incertezas estatísticas e o tempo de cálculo podem ser reduzidos usando técnicas de redução de variância [Sal01].

Existe uma variedade de formas de acelerar um determinado cálculo, fazendo uma aproximação que pode ou não afectar o resultado final. *Bremsstrahlung splitting* e a *Russian roulette* são duas das técnicas de redução de variância mais utilizadas, que são especialmente úteis na simulação de uma cabeça de um acelerador [Che07].

2.2.1- Simulação de Monte Carlo do transporte de fótons e electrões

No intervalo de energia de interesse para a radioterapia externa (intervalo de megavoltagem), os fótons interagem com a matéria circundante através de quatro processos principais: dispersão incoerente (Compton), produção de pares, efeito fotoeléctrico e dispersão coerente (dispersão de Rayleigh). Os três primeiros tipos de colisão transferem energia do campo de radiação de fótons para electrões ou positrões. Na maioria dos casos a dispersão de Compton é a interacção dominante, embora a produção de pares ganhe mais importância com o aumento da energia, e pode até dominar a energias mais elevadas em componentes com Z (número atómico) elevado presentes na cabeça dos aceleradores lineares.

Quando os electrões atravessam a matéria, passam por um grande número de interacções elásticas e perdem energia principalmente por dois processos: colisões inelásticas com os átomos e as moléculas e interacções radiativas. As colisões inelásticas resultam em excitações e ionizações. Perdas de energia radiativa, que ocorrem na forma de *bremsstrahlung* e aniquilação de positrões, transferem a energia de volta para os fótons e levam ao acoplamento dos campos de radiação dos electrões e dos fótons [Che07].

2.2.2- Mecanismos de interacção dos fotões com a matéria

Quando um feixe de fotões incide sobre um material podem ocorrer vários processos de interacção: dispersão coerente ou de Rayleigh, Efeito de Compton (Dispersão incoerente), Efeito fotoeléctrico e Produção de pares (eléctron-positrão).

2.2.2.1- Dispersão coerente (Rayleigh)

A dispersão coerente, também conhecida como dispersão de Rayleigh, está ilustrada na Figura 2.1.

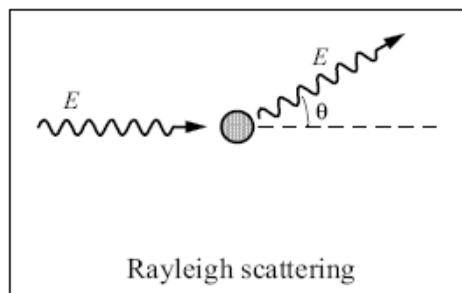


Figura 2.1 – Dispersão coerente (Rayleigh) [Sal01].

A dispersão é qualificada como “coerente” uma vez que ela advém da interferência entre as ondas eletromagnéticas secundárias provenientes de diferentes partes da distribuição da carga atómica.

É um processo em que os fotões são dispersos pelos electrões atómicos, sem excitação do átomo alvo, isto é, as energias tanto dos fotões incidentes como dos fotões dispersos são as mesmas [Sal01].

Deste modo, nenhuma energia é transformada em movimento electrónico e não há absorção de energia no meio. O único efeito é a dispersão do fotão em ângulos pequenos.

A dispersão coerente é provável em materiais de alto número atómico com fotões de baixa energia [Kha84].

2.2.2.2- Dispersão incoerente (Compton)

No efeito de Compton, o fóton interage com um electrão como se este fosse um electrão livre. O termo livre aqui significa que a energia de ligação do electrão é muito menor que a energia do fóton incidente. Nesta interacção, o electrão recebe alguma energia do fóton. O fóton com energia reduzida é disperso com um ângulo θ [Kha84] (Figura 2.2).

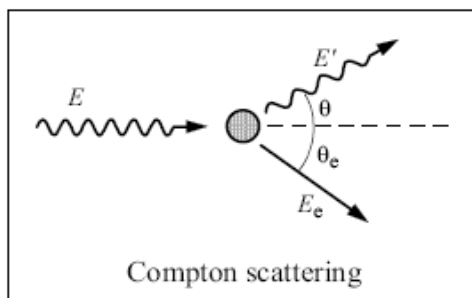


Figura 2.2 – Dispersão de Compton [Sal01].

2.2.2.3- Efeito fotoeléctrico

O efeito fotoeléctrico é um fenómeno no qual um fóton interage com um átomo e um dos electrões da órbita do átomo é ejectado (Figura 2.3). Neste processo, a totalidade da energia, $h\nu$, do fóton é transferida para o electrão do átomo. A energia cinética do electrão ejectado (frequentemente chamado fotoelectrão) é igual a $h\nu - E_B$, onde E_B é a energia de ligação do electrão. Interações deste tipo podem ter lugar em electrões nas camadas K, L, M ou N.

Depois de o electrão ser ejectado do átomo, uma lacuna é criada na camada, e deste modo o átomo fica num estado excitado. A lacuna pode ser preenchida por um electrão de uma orbital exterior com emissão de raios-X característicos. A energia da transição poderá ser transferida para outros electrões do átomo que são emitidos, os chamados electrões Auger. A probabilidade de absorção fotoeléctrica depende da energia do fóton [Sal01].

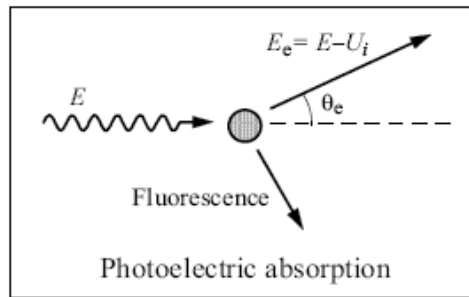


Figura 2.3 – Efeito fotoelétrico [Sal01].

2.2.2.4- Produção de Pares

Pares electrão-positrão podem ser criados pela absorção de um fóton na proximidade de um núcleo ou electrão, que absorve energia e momento sendo estas duas quantidades conservadas [Kha84].

Se a energia do fóton for maior que 1.02 MeV, o fóton pode interagir com a matéria através do mecanismo de produção de pares. Neste processo (Figura 2.4), o fóton interage com o campo electromagnético de um núcleo atómico e cede toda a sua energia no processo da criação de um par, um electrão e um positrão. O positrão irá posteriormente aniquilar-se com electrões do meio, sendo produzidos dois fótons de 511 keV em cada aniquilação [Sal01].

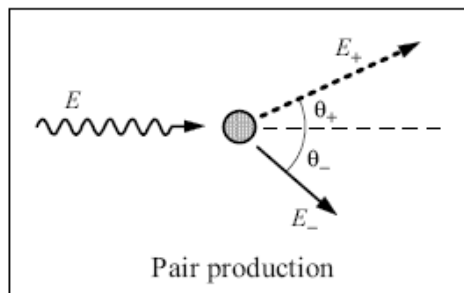


Figura 2.4 – Produção de Pares [Sal01].

2.2.2- Mecanismos de interacção dos electrões com a matéria

Os mecanismos de interacção dos electrões com a matéria são: dispersão elástica, colisões inelásticas e emissão de *bremsstrahlung*.

2.2.2.1- Dispersão elástica

A deflexão angular da trajectória dos electrões na matéria ocorre, principalmente, devido às dispersões elásticas [Sal01].

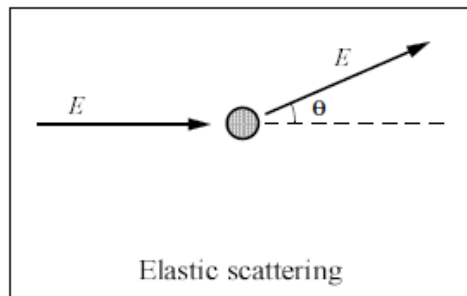


Figura 2.5 - Dispersão elástica [Sal01].

2.2.2.2- Colisões inelásticas

Os mecanismos dominantes de perda de energia pelos electrões são as colisões inelásticas, isto é, interacções que produzem excitações electrónicas e ionizações no meio [Sal01].

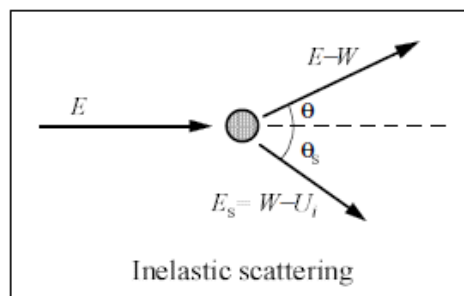


Figura 2.6 - Colisão inelástica [Sal01].

2.2.2.3- Emissão de Bremsstrahlung

Em cada evento de *bremsstrahlung*, um electrão com energia cinética E gera um fóton com energia W [Sal01].

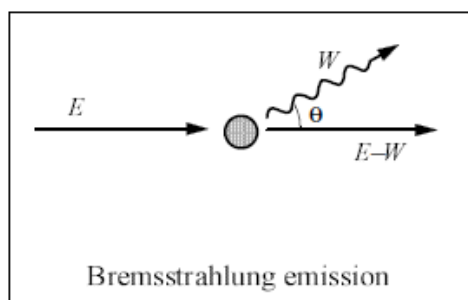


Figura 2.7 - Emissão de *Bremsstrahlung* [Sal01].

2.3- Vista geral do cálculo de dose com MC em radioterapia

É possível realizar uma única simulação de MC que começa com a saída de um electrão da estrutura aceleradora do AL. Seguindo-o e aos seus descendentes (por exemplo, fótons de *bremsstrahlung*) através dos elementos fixos da cabeça (alvo, colimadores primários, câmaras monitor, filtros aplanadores, etc.), dos vários dispositivos de modelação do feixe que são específicos do paciente (mandíbulas, colimador multilâminas (MLC), aplicadores, cunhas, compensadores), e finalmente o paciente, definido geralmente por uma TC. Este acompanhamento da partícula inicial e de todos os seus descendentes é definido como uma história.

De modo a aumentar a rapidez da simulação, existe uma variedade de estratégias para dividir os cálculos em várias etapas. O primeiro passo, o transporte de partículas através dos elementos independentes do paciente, pode ser pouco eficiente sem o uso de técnicas avançadas de redução de variância [Kaw00]. Isto é especialmente verdadeiro para feixes de fótons, uma vez que muitos fótons dispersos gerados no alvo atingem o colimador primário e não contribuem para o feixe que chega ao paciente. Uma abordagem para melhorar a eficiência da simulação, é realizar em primeiro lugar a simulação das estruturas independentes do paciente e armazenar num ficheiro, *phase-space file*, num plano logo abaixo dos elementos fixos da cabeça do AL (Figura 2.8). O *phase-space file* contém os parâmetros para todas as partículas que atravessaram o plano. Estes parâmetros consistem na energia, posição, direcção, carga e, possivelmente, outras informações, tais como a região ou regiões de criação ou interacção das partículas. A vantagem desta abordagem é que esta parte do cálculo pode ser reutilizada quantas vezes for necessário. As partículas são então transportadas através do sistema de colimação específico do paciente e são armazenadas em outro *phase-space file* (Figura 2.8). Armazenar a informação num segundo *phase-space file*, pode ser mais eficiente

quando são utilizados campos abertos (por exemplo, um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$) para o tratamento, contudo, é mais comum, quando MLCs são usados para modelação do feixe [Che07].

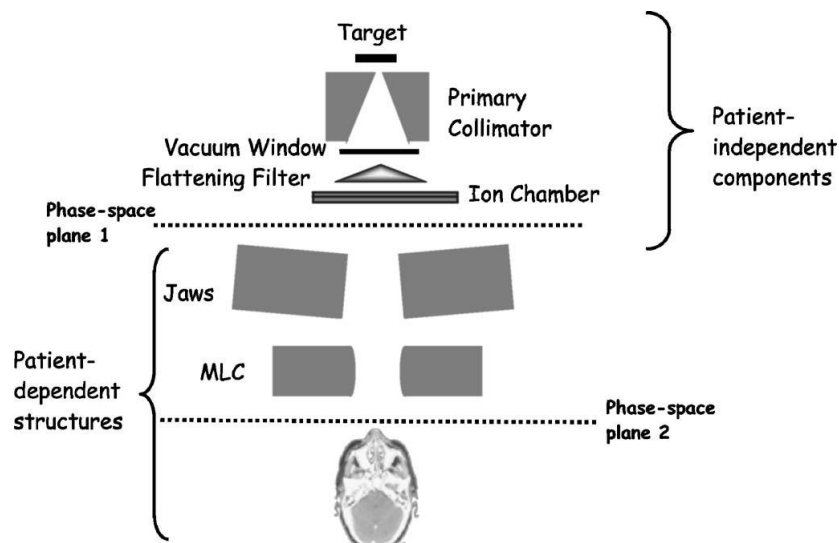


Figura 2.8 - Ilustração dos componentes típicos de uma cabeça do AL *Varian* no modo de fótons [Che07].

2.4- Códigos de Monte Carlo utilizados em Radioterapia

Muitos algoritmos de MC, de *general purpose*, têm sido desenvolvidos para simular o transporte de electrões e fótons. O mais utilizado em física médica é o sistema EGS [Nel85]. Existem outros sistemas que também são usados em física médica, como o ITS e os sistemas MCNP. Ambos têm incorporado os algoritmos de transporte de electrões do ETRAN, que foi desenvolvido no NIST por Berger e Seltzer seguindo as técnicas de história condensada propostas por Berger. PENELOPE e GEANT4 são outros sistemas de propósito geral que surgiram mais tarde. A EGS e ITS / ETRAN e os sistemas MCNP têm aproximadamente a mesma eficiência para cálculos de geometrias muito simples, quando não são utilizadas técnicas de redução de variância, enquanto os outros sistemas tendem a ser consideravelmente mais lentos. Um código com uma finalidade especial é o *EGS user code*, denominado BEAM [Rog95]. O código BEAM é optimizado para simular a cabeça de aceleradores de radioterapia e inclui uma série de técnicas de redução de variância para melhorar a eficiência da simulação.

Embora a precisão dos códigos de *general purpose* seja basicamente a mesma, desde que sejam utilizados com cuidado, esses códigos são considerados demasiado lentos para planeamentos de rotina em radioterapia. Para radioterapia, houve uma variedade de códigos

MC desenvolvidos para melhorar a eficiência do cálculo, especialmente ao nível da simulação do paciente.

O sistema PEREGRINE foi desenvolvido no Laboratório Nacional Lawrence Livermore USA. O algoritmo de transporte de electrões do PEREGRINE é uma versão modificada da implementação da história condensada do EGS4. Neste sistema foram implementadas várias técnicas de redução de variância para reduzir o tempo de cálculo. Encontra-se implementado no TPS Corvus [Rey07].

Várias implementações comerciais de MC encontram-se actualmente disponíveis ou ainda em desenvolvimento que se baseiam no Voxel Monte Carlo (VMC). A versão inicial do VMC apenas se aplicava a feixes de electrões e envolveu várias aproximações na modelação dos processos de interacção subjacentes [Kaw96]. Um algoritmo de transporte de fotões foi adicionado em 1998, passando o código resultante a ser designado por XVMC. Em 1999, uma série de técnicas avançadas de redução de variância foram desenvolvidas e incorporadas no XVMC, tendo resultado num aumento significativo da velocidade de simulação. Versões separadas do código VMC foram posteriormente desenvolvidas por Fippel (XVMC) e Kawrakow (VMC++). O XVMC foi incorporado no sistema de planimetria Monaco (CMS).

Os sistemas de código VMC/XVMC/VMC++ também foram integrados em diversos sistemas de investigação baseados em código MC, incluindo os da Universidade de Tübingen, McGill e Virginia Commonwealth.

Outro código de MC, que atingiu a aplicação comercial é o método Macro Monte Carlo (MMC) para o planeamento de tratamentos com feixe de electrões. MMC usa a técnica de MC, mas é muito diferente da simulação padrão do transporte de radiação [Neu92]. MMC usa uma base de dados pré-calculados a partir de simulações EGSnrc de transporte de electrões através de pequenas esferas de diferentes tamanhos e materiais e que segue um caminho aleatório através da TC do fantoma, com base nesses valores pré-calculados. A implementação comercial do MMC, eMC (Eclipse, Varian), utiliza algumas informações pré-calculadas específicas do acelerador [Che07].

B) Parte Experimental

Capítulo III

3- Materiais e Métodos

3.1 - Materiais

3.1.1- Acelerador Linear

O acelerador linear, AL, utilizado neste trabalho foi o Elekta Synergy (Figura 3.1), encontra-se instalado na unidade de Radioterapia do Hospital CUF-Descobertas e produz feixes de fótons de 6, 10 e 15 MV e de electrões de 4, 6, 8, 10, 12, 15 e 18 MeV. Possui um MLC (colimador multi-lâminas) de 80 lâminas, cada uma com 4 mm de largura, que permite fazer campos até uma dimensão máxima de $21 \times 16 \text{ cm}^2$. Este AL possui uma cunha motorizada de 60° que permite modificar a fluência dos feixes de fótons, e ainda, dois equipamentos para aquisição de imagem com o intuito de posicionar os doentes na unidade de tratamento: um equipamento de imagem portal, o iviewGT, que utiliza megavoltagem proveniente do próprio, e o XVI que utiliza kilovoltagem proveniente de uma ampola de Raio X.



Figura 3.1 - Acelerador Linear Elekta Synergy instalado na unidade de Radioterapia do Hospital CUF-Descobertas.

3.1.2 – Sistema de Ionimetria

Os equipamentos de dosimetria utilizados neste trabalho são da marca Scanditronix-Wellhofer. Para a aquisição de dados para o sistema de planimetria computadorizado Monaco foi utilizado o fantoma automático Blue Phantom, o electrómetro Dose1, as câmaras de ionização cilíndricas CC13-5248 e CC13-5249, com um volume activo de $0,125 \text{ cm}^3$ e uma câmara de ionização do tipo *pinpoint*, CC04-6745 com um volume activo de 0.04 cm^3 . Utilizou-se ainda, o controlador CU500E e o software OmniPro Accept versão 6.6C.

Para a realização das validações, utilizou-se o equipamento dosimétrico necessário para a aquisição de dados, mas também, um fantoma de placas de água sólida SP34 da marca Scanditronix e um fantoma CIRS, modelo 002H9K.

De referir ainda, que foram utilizadas duas *buildup caps* de latão (uma para a energia de 6MV, com uma espessura de 2.4 cm e outra para a de 10 MV com uma espessura de 3.9 cm), para a câmara de ionização CC13, para adquirir os dados no ar.

3.1.3 – Câmaras de ionização

Existem no mercado vários tipos de câmara de ionização, apresentando tamanho e forma variáveis. A escolha do tipo de câmara a utilizar deverá ser feita tendo em conta factores como, energia, taxa de dose, dependência angular, e tamanho da câmara, relativamente ao gradiente de dose que se pretende medir [IAEA05].

3.1.3.1 – Câmara de ionização cilíndrica

As câmaras de ionização cilíndricas são produzidas por vários fabricantes, com volumes activos entre $0,1$ e 1 cm^3 . Elas geralmente têm um comprimento interno, superior a 25 mm e um diâmetro interno inferior a 7 mm. O material da parede tem um baixo número atómico Z (tecido ou ar equivalente), com uma espessura inferior a $0,1 \text{ g/cm}^2$. A câmara está equipada com uma *buildup cap*, com uma espessura de cerca de 0,5 cm, para calibração livre no ar usando radiação proveniente de uma fonte ^{60}Co [IAEA05].



Figura 3.2 - Câmara de ionização cilíndrica (CC13 da marca Scanditronix-Wellhofer).

3.1.3.2 – Câmara *pinpoint*

A câmara *pinpoint* (Figura 3.3) é uma câmara de dimensão reduzida especialmente desenhada para medir a distribuição de dose em fantasmas de água, permitindo a caracterização de campos de radiação onde são necessárias resoluções espaciais elevadas. Geralmente, apresentam volumes activos inferiores a $0,04 \text{ cm}^3$, cujo comprimento interno se cifra na ordem dos 5 mm e um diâmetro interno de 2 mm. É uma câmara à prova de água, ideal para a aquisição de medidas com feixes de fótons de alta energia.



Figura 3.3 - Câmara de ionização *pinpoint* (CC04 da marca Scanditronix-Wellhofer).

3.1.4 – Sistema de Planeamento Computorizado (TPS)

O TPS Monaco (Figura 3.4) foi desenvolvido pela CMS em colaboração com Markus Alber, Ph.D e colegas na Universidade de Tübingen na Alemanha. O Monaco é um sistema de planimetria de IMRT com características inovadoras, tais como, as funções de custo biológico, uma optimização poderosa da sequência das lâminas e um robusto algoritmo de cálculo de Monte Carlo (XVMC).



Figura 3.4- TPS Monaco (versão 1.0.2 CMS) instalado na unidade de Radioterapia do Hospital CUF-Descobertas.

A planimetria neste TPS contempla as seguintes etapas:

1. Após a delimitação, por parte do radioterapeuta, dos volumes na TC do doente, selecciona-se um *template* de IMRT. Um *template* contempla a seguinte informação:
 - a. Máquina de tratamento
 - b. Algoritmo de cálculo
 - c. Localização do Isocentro
 - d. Parâmetros de cálculo
 - e. Propriedades individuais das estruturas
 - f. Parâmetros globais das estruturas
 - g. Informação sobre a prescrição
 - h. Propriedades dos segmentos
2. Caso o *template* seleccionado não seja adequado ao tratamento que se pretende planear, edita-se a informação que não esteja correcta.
3. Caso seja necessário, edita-se a prescrição do tratamento, as propriedades do cálculo e dos segmentos.
4. Primeira fase de Optimização – Optimização da Fluência.

O Monaco utiliza um processo de otimização das distribuições de dose que contempla duas fases (Figura 3.5). Na primeira fase, a distribuição da “fluência ideal” dos feixes de IMRT é otimizada para cumprir a prescrição definida pelo utilizador.

5. Se a otimização obtida for satisfatória, passa-se à segunda fase de Otimização, caso contrário é necessário editar alguns parâmetros ou restrições.

Na segunda fase, a distribuição da fluência ideal, calculada na primeira fase, é convertida num conjunto de segmentos *step-and-shoot* cujas formas e pesos são otimizados com base na mesma prescrição. No modo *step-and-shoot* cada campo de tratamento é dividido em múltiplas áreas de menor dimensão, denominadas segmentos. Durante a irradiação a *gantry* não se movimenta [Aap03].

6. Caso o plano obtido após a 2ªEtapa de optimização seja satisfatória, dá-se por terminado o planeamento. Caso não suceda esta situação, edita-se a prescrição ou parâmetros.
7. Após a conclusão do planeamento é possível ainda rever o planeamento no menu *Plan Review*, ou passar ao menu *IMRT QA* onde existe a possibilidade de exportar os perfis de dose.

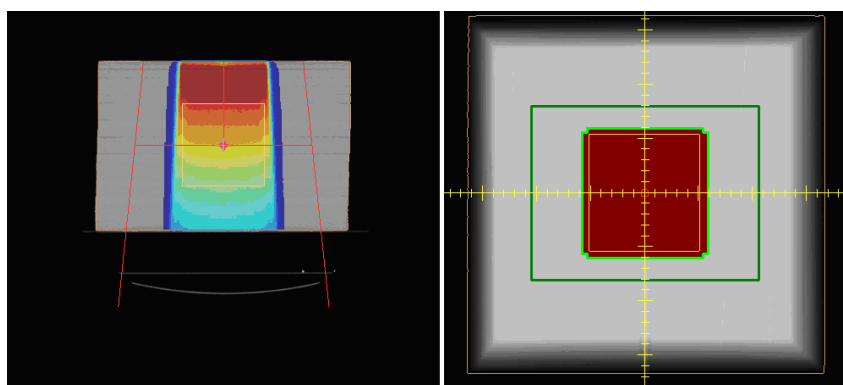


Figura 3.5 - Primeira e segunda fases do processo de optimização da distribuição de dose no TPS Monaco.

3.1.5- Fantomas

Os dados dosimétricos de um feixe de radiação de um acelerador linear são geralmente obtidos utilizando fantomas. Os fantomas são feitos de materiais com propriedades de absorção e dispersão semelhantes às dos tecidos biológicos.

Neste trabalho utilizaram-se três fantasmas: o Blue Phantom, o CIRS (modelo 002H9K), e o fantoma de placas SP34.

O Blue Phantom (Figura 3.6) é uma fantoma de água utilizado para controlo de qualidade dos aceleradores lineares. Permite analisar os feixes de radiação de aceleradores lineares.

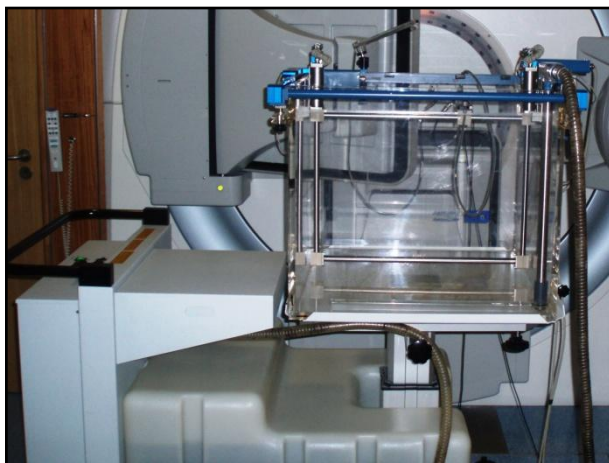


Figura 3.6 - Blue Phantom.

O CIRS Modelo 002H9K (Figura 3.7) oferece uma solução completa para controlo de qualidade desde a imagem TC até à verificação de dose. Este modelo permite escolher a localização de qualquer ponto de dose dentro de uma área circular com diâmetro de 11,2 centímetros simplesmente ajustando os dois cilindros rotativos. *Inserts* de pulmão e de osso equivalente podem ser posicionados em qualquer local dentro da área circular para avaliar a correcção de heterogeneidades. O cilindro central do fantoma pode ser removido para simular configurações de cabeça e pescoço.



Figura 3.7 - Fantoma CIRS, Modelo 002H9K.

O fantoma de placas (Figura 3.8) SP34 é um fantoma sólido de material equivalente à água, RW3, um poliestireno branco que contém 2.1% de óxido de titânio (TiO_2). É constituído por placas que apresentam uma área de $300 \times 300 \text{ mm}^2$ e espessura variável entre 1 mm e 10 mm. Utilizou-se ainda uma placa com uma espessura de 20 mm, especialmente desenhada para inserção de câmaras de ionização.



Figura 3.8 - Fantoma de placas da marca Scanditronix.

3.1.5- Películas EBT

Neste trabalho as películas utilizadas para determinar com maior precisão o tamanho dos campos mais pequenos foram as películas Gafchromic® tipo EBT QD+. Todas as películas utilizadas pertenciam à mesma caixa (mesmo lote). Estas películas permitem uma resolução espacial na ordem dos 0,1 mm e têm uma resposta independente da energia.

3.2- Métodos

A CMS forneceu à equipa de físicos, da unidade de Radioterapia do Hospital CUF-Descobertas, um ficheiro com a informação de todos os dados que teriam de ser enviados para realizar a modelação dos dados. Foi necessário efectuar várias aquisições, tanto em água como no ar e recolher informação sobre alguns dos parâmetros mecânicos e dosimétricos (perfis, PDDs, *Air Z-scan* e *Output Factors*) do AL Elekta Synergy.

Através de perfis é possível analisar a uniformidade (simetria e homogeneidade) do feixe de radiação e também definir as penumbras [Aap08].

O PDD é o rácio entre a dose numa dada profundidade e a dose máxima num fantoma de água, para um dado tamanho de campo, a uma SSD (*Source to Surface Distance*) fixa [Mij04].

Air Z-scan pode ser definido, como sendo um PDD's mas no ar.

Os *Output Factors* podem ser determinados através do rácio de leituras dosimétricas corrigidas sob um conjunto de condições não referência, e as medidas sob condições de referência. Estas medições são tipicamente feitas à profundidade da dose máxima (D_{\max}) ou a uma profundidade de referência (z_{ref}), corrigida para a profundidade da dose máxima usando os dados do PDD [And04].

3.2.1 - Aquisição de dados em água

As aquisições na água foram realizadas para duas energias de fotões: 6 e 10 MV. As tabelas 3.1 e 3.2 apresentam o resumo das aquisições realizadas na água.

		Campos quadrados							
Área (cm ²)		1,6x1,6	2,4x2,4	3,2x3,2	4x4	4,8x4,8	7,2x7,2	10,4x10,4	16x16
Água	Perfis	-	√	√	√	√	√	√	√
	PDDs	-	√	√	√	√	√	√	√
	<i>Output Factors</i>	-	√	√	√	√	√	√	√

Tabela 3.1 – Resumo das aquisições na água, para os campos quadrados e para as energias de 6 e 10 MV.

		Campos rectangulares			
Área (cm ²)		4x16	10x16	21x4	21x16
Água	Perfis	√	√	√	√
	PDDs	√	√	√	√
	<i>Output Factors</i>	√	√	√	√

Tabela 3.2 - Resumo das aquisições na água, para os campos rectangulares e para as energias de 6 e 10 MV.

Para além destas aquisições, ainda se efectuaram medições de dose absoluta para o campo de referência (10,4x10,4 cm²) e a aquisição do perfil da diagonal para o campo 21x16 cm².

Para medir os perfis e os PDDs na água dos campos mais pequenos (1.6x1.6, 2.4x2.4, 3.2x3.2, 4x4 e 4.8x4.8 cm²), foi utilizada uma câmara com um volume activo menor e com melhor resolução que a CC13 (com volume activo de 0,125 cm³), uma CC04 com um volume activo de 0,04 cm³. Para os restantes campos 7.2x7.2, 10.4x10.4, 16x16, 4x16, 10x16, 21x4 e 21x16 cm², utilizou-se a CC13.

Antes de proceder à aquisição dos dados na água foi necessário executar alguns procedimentos:

1. Medir a estabilidade das câmaras de ionização.

Consiste em colocar a câmara de ionização a estabilizar durante 30 minutos, depois realizar uma leitura de fundo (*background*) e de seguida cinco a seis leituras e verificar que o erro associado relativamente ao valor da calibração é inferior a 1%.

2. Nivelar o fantoma de água.

3. Montr, alinhar e encher o fantoma de água (*Blue Phantom*).

Consiste em colocar o fantoma de água na direcção do feixe de radiação e em alinhá-lo relativamente a um campo 21x16 cm² (geralmente). Uma vez alinhado, procede-se ao enchimento do fantoma.

4. Montar as câmaras de ionização: a de campo e a de referência.

5. Verificar se a câmara de campo se encontra centrada relativamente ao feixe de radiação.

Para tal, utiliza-se o software OmniPro Accept, que nos permite através da realização de perfis em *Inline* e *Crossline* verificar se a câmara de campo se encontra centrada. Existindo ainda a possibilidade de utilizar uma opção do software denominada CAX

que avalia se a câmara está centrada e que permite, caso o utilizador entenda, corrigir automaticamente as diferenças encontradas.

3.2.1.1 – Aquisição de Perfis

Os perfis foram adquiridos em *Crossline* (varrimento em x , $y=0$) e em *Inline* (varrimento em y , $x=0$) para as profundidades: D_{\max} (1.5 cm para a energia de 6MV e de 2.1 cm para a de 10 MV), 5, 10, 20 e 30 cm.

O *step* do varrimento foi de 1 mm para os campos mais pequenos e 2 mm para os campos maiores. A SSD utilizada para a aquisição dos perfis foi de 100 cm e a câmara de campo foi colocada na vertical. A orientação da câmara de ionização é muito importante nas medições de perfis. A colocação da câmara na vertical permite reduzir o volume de câmara que contribui com radiação dispersa, levando à diminuição da penumbra medida [Aap08].

Utilizaram-se limites fixos para o varrimento nas várias profundidades. Estes limites foram determinados da seguinte maneira: acrescentaram-se 4.6 cm (para os campos maiores, apenas 3.2 cm para os campos menores) aos limites do campo a irradiar à maior profundidade (30 cm).

Foram realizados dois *smooths* a cada perfil e todos os perfis foram centrados. Ao realizar dois *smooths* diminui-se o ruído proveniente da aquisição.

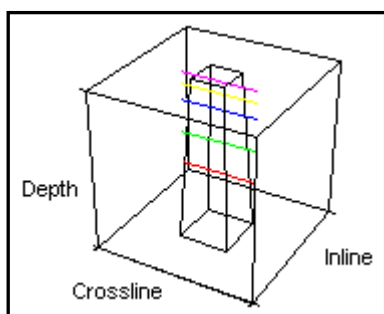


Figura 2.9 - Aquisição dos perfis em água em *Crossline*, para as profundidades: D_{\max} (1.5 cm para a energia de 6 MV e de 2.1 cm para a de 10 MV), 5, 10, 20 e 30 cm.

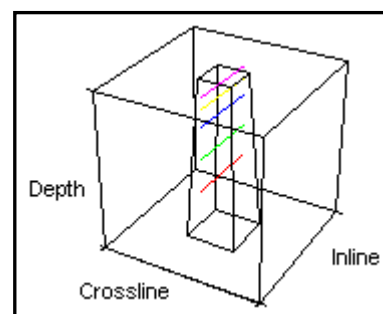


Figura 3.10 - Aquisição dos perfis em água em *Inline* para as profundidades: D_{\max} (1.5 cm para a energia de 6 MV e de 2.1 cm para a de 10 MV), 5, 10, 20 e 30 cm.

3.2.1.2 – Aquisição de PDDs

Para se adquirir cada PDD realizou-se um varrimento em que o ponto inicial se encontrava a uma profundidade de 40 cm e o ponto final à superfície. O *step* do varrimento foi de 1mm e a SSD utilizada para a aquisição dos PDDs de 100 cm.

Realizaram-se ainda dois *smooths* a cada PDD.

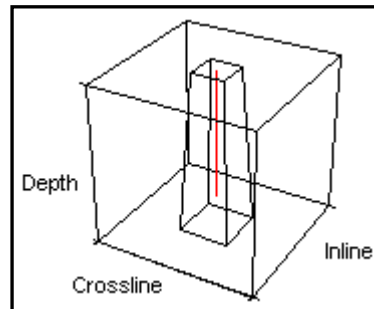


Figura 3.11 - Aquisição dos PDDs em água.

3.2.1.3 – Aquisição de *Output Factors*

Os *Output Factors* na água foram medidos a uma SSD de 100 cm com a câmara de ionização CC13 colocada a 10 cm de profundidade e na horizontal.

Todas as medidas foram normalizadas para o campo $10.4 \times 10.4 \text{ cm}^2$ (campo de referência).

3.2.1.4 - Aquisição de dados em dose absoluta

Determinou-se a dose em cGy/UM para o campo de $10.4 \times 10.4 \text{ cm}^2$, a uma profundidade de 10 cm e a uma SSD de 100 cm, para a energia de 6 e 10 MV.

Para além disso, foi necessário determinar o número de UM necessárias para fornecer 100 cGy ao isocentro, ou seja, a 10 cm de profundidade e à SSD de 90 cm, para o campo de referência $10.4 \times 10.4 \text{ cm}^2$. Para tal, calculou-se o valor teórico e confirmou-se que o número de UM calculado, através de uma irradiação, permitia fornecer 100 cGy ao isocentro.

3.2.1.5 – Aquisição do perfil da diagonal

Adquiriu-se ainda o perfil da diagonal do campo $21 \times 16 \text{ cm}^2$ a uma profundidade de 5 cm e a um SSD de 90 cm. O ângulo do varrimento da diagonal foi de 37.3° , uma vez que

O *step* utilizado para adquirir este perfil foi de 3 mm. O perfil adquirido foi centrado e foram realizados sobre este dois *smooths*.

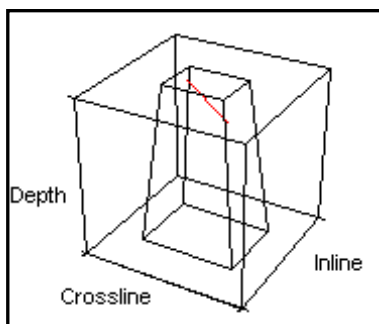


Figura 3.12 - Aquisição do perfil da diagonal para o campo 21x16 cm², a 5 cm de profundidade, em água.

3.2.2 - Aquisição de dados em ar

As aquisições no ar foram realizadas para duas energias de fótons: 6 e 10 MV. As tabelas 3.3 e 3.4 apresentam o resumo das aquisições realizadas no ar.

		Campos quadrados							
Área (cm ²)		1,6x1,6	2,4x2,4	3,2x3,2	4x4	4,8x4,8	7,2x7,2	10,4x10,4	16x16
Ar	Perfis	√	√	√	√	√	√	√	√
	Air Z-scans	√	√	√	√	√	√	√	√
	Output Factors	√	√	√	√	√	√	√	√

Tabela 3.3 – Resumo das aquisições no ar, para os campos quadrados e para as energias de 6 e 10 MV.

		Campos rectangulares			
Área (cm ²)		4x16	10x16	21x4	21x16
Ar	Perfis	√	√	√	√
	Air Z-scans	√	√	√	√
	Output Factors	√	√	√	√

Tabela 3.4 - Resumo das aquisições no ar, para os campos rectangulares e para as energias de 6 e 10 MV.

Para além destas aquisições ainda se efectuaram medições com películas.

Antes de proceder à aquisição dos dados no ar foi necessário executar alguns procedimentos:

1. Medir a estabilidade das câmaras de ionização.
2. Nivelar o fantoma de água.
3. Montar e alinhar o fantoma de água (Blue Phantom).
4. Montar as câmaras de ionização: a de campo e a de referência.
5. Colocação da *buildup cap* de latão.
6. Verificar se a câmara de campo se encontra centrada relativamente ao feixe de radiação.

3.2.2.1 – Aquisição de Perfis

Os perfis no ar foram adquiridos em *Crossline* (varrimento em x , $y=0$) e em *Inline* (varrimento em y , $x=0$), para os campos indicados nas tabelas 3.3 e 3.4, a três alturas: $z=85$ cm, $z=100$ cm e $z=115$ cm (distância da câmara de ionização no eixo central do feixe em relação à fonte de radiação).

Foram realizados dois *smooths* a cada perfil e todos os perfis foram centrados.

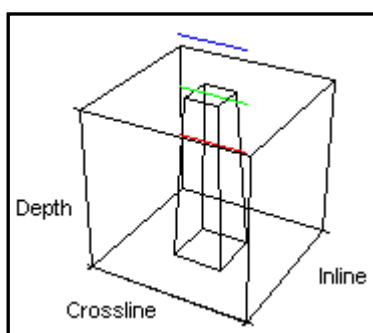


Figura 3.13 - Aquisição dos perfis no ar, em *Crossline*.

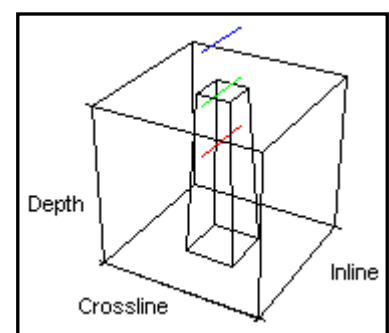


Figura 3.14 - Aquisição dos perfis no ar, em *Inline*.

3.2.2.2 – Aquisição de Air Z-scans

Os *Air Z-scans* foram adquiridos no eixo central do feixe de radiação ($x=0$, $y=0$), para os campos indicados nas tabelas 3.3 e 3.4, desde $z=85$ cm até $z=115$ cm (distância da câmara de ionização no eixo central do feixe em relação à fonte de radiação).

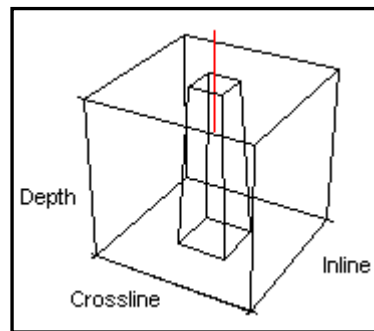


Figura 3.15 – Aquisição dos *Air Z-scans* no ar.

3.2.2.3 – Aquisição de *Output Factors*

A medição dos *Output Factors* no ar foi realizada com a câmara de ionização CC13, com a *buildup cap* de latão correspondente à energia em questão, nas coordenadas $x=0$, $y=0$ e $z=100$ cm, ou seja, no eixo central a uma SSD de 100 cm (isocentro), para os campos indicados nas tabelas 3.3 e 3.4.

Todas as medidas foram normalizadas para o campo 10.4×10.4 cm² (campo de referência).

3.2.2.4 – Medições com películas

Irradiaram-se duas películas EBT, uma para energia de 6 MV e outra para a energia de 10 MV, com os campos 1.6×1.6 , 2.4×2.4 , 3.2×3.2 , 4×4 e 4.8×4.8 cm². Estas películas serviram para determinar com maior precisão o tamanho dos cinco campos irradiados. A película foi colocada a 10 cm de profundidade, ou seja, sob dez placas de água equivalente de 1 cm cada, sendo a SSD utilizada de 90 cm. Para irradiar cada campo foram utilizadas 150 UM.

3.2.3- Validação do TPS Monaco

O principal objectivo das validações é o de assegurar que as máquinas MONACOX06 e MONACOX10 (para a energia de 6 e 10 MV respectivamente), criadas pela CMS com os dados adquiridos anteriormente, possam ser utilizadas para os tratamentos.

O processo de validações foi composto, regra geral, por os seguintes passos:

1. Realização de uma TC a um fantoma, com uma câmara de ionização inserida.
2. Delimitação de volumes.
3. Realização da planimetria da validação.
4. Determinação da dose, calculada pelo TPS Monaco, na câmara de ionização.
5. Exportação dos campos a validar para o sistema de gestão da rede do serviço de radioterapia, para serem posteriormente “carregados” pelo AL.
6. Realização de medições de estabilidade da câmara de ionização.
7. Montagem do fantoma com a câmara de ionização inserida.
8. Irradiação do(s) campo(s) e medição da respectiva dose (cGy).
Efectuam-se duas leituras, e determina-se a média.
9. Determinação do erro entre a dose medida na câmara de ionização e a dose calculada pelo TPS Monaco.

Para determinar o erro entre a dose medida na câmara de ionização e a dose calculada pelo TPS Monaco, utiliza-se a seguinte expressão:

Este erro deverá ser menor que 2% em água, e menor que 3% para campos com MLC, no fantoma de placas e no fantoma CIRS, para que os resultados sejam aceitáveis [Mij04]. No entanto, para estas validações optou-se por restringir o limite para campos com MLC, sendo o máximo permitido de 2%, uma vez que os campos são simples em termos da sua forma.

Para as validações efectuaram-se quatro TCs:

- TC-1: Fantoma de placas com a câmara de ionização CC13 a 5 cm de profundidade.
- TC-2: Fantoma de placas com a câmara de ionização CC13 a 10 cm de profundidade.

- TC-3: Fantoma CIRS com a câmara de ionização CC04.
- TC-4: Fantoma CIRS com a câmara de ionização CC13.

Todas as TCs foram adquiridas com cortes de 1mm, de modo a executar delimitações de volumes com maior precisão. Os campos a validar foram exportados para a rede do serviço de radioterapia, de modo a o AL poder “carregar” os campos a irradiar. As medições de estabilidade da câmara de ionização são um processo efectuado antes de se iniciar as validações de modo a garantir que a câmara está estável. Antes de se efectuarem as validações também se verificou a calibração das energias de 6 e 10 MV, ou seja, determinou-se que erro o AL apresentava para essas energias nesse dia, relativamente à calibração.

3.2.3.1 - Validação 1

Para a primeira validação, utilizou-se a TC-1 para realizar as planimetrias desta validação. Delimitaram-se três volumes: o contorno externo do fantoma (ContornoExt), o volume activo da câmara de ionização (ci) e um cubo com 5 cm de aresta (5x5).

Definiu-se como isocentro o centro do volume ci e calculou-se um campo AP (Anterior-Posterior, gantry a 0°) de modo a irradiar a estrutura 5x5 com 100 cGy, com as máquinas MONACOX06 e MONACOX10. Mediu-se a dose na estrutura ci (volume activo da câmara de ionização) e exportaram-se os dois campos (um com a energia de 6MV e outro com a de 10MV) para a rede.

Montou-se o fantoma (a montagem foi igual à simulada na TC) no AL, com a câmara de ionização a 5 cm de profundidade, a uma SSD de 95 cm (Figura 3.16).

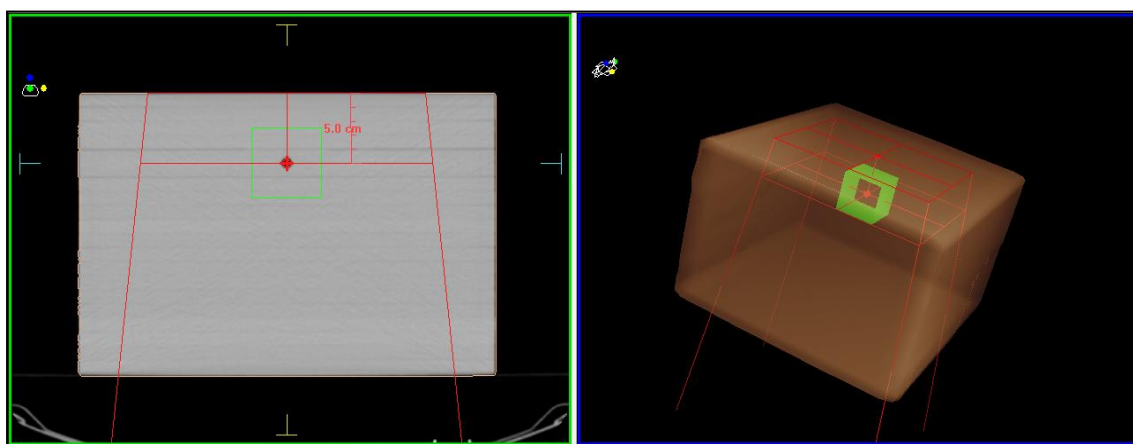


Figura 3.16 - Validação 1.

Mediu-se a dose com a câmara de ionização (CC13), duas vezes, sendo a média destas leituras corrigidas para o factor de estrôncio e o k_Q (factor de qualidade do feixe, para a respectiva energia). O factor de estrôncio corrige diferenças de pressão e temperatura relativamente às condições de referência e fugas associadas aos cabos e ao electrómetro. Determinou-se o erro através da expressão (1) e verificou-se se este valor era menor que o limite definido.

3.2.3.2 - Validação 2

Na segunda validação, utilizou-se a TC-2 para realizar as planimetrias. Delimitaram-se vários volumes: o contorno externo do fantoma (ContornoExt), o volume activo da câmara de ionização (ci), cubos com 3, 5, 7, 10 e 14 cm de aresta, denominados 3x3, 5x5, 7x7, 10x10 e 14x14, respectivamente.

O restante procedimento é semelhante ao da validação 1, apenas a câmara de ionização é colocada a 10 cm de profundidade, o fantoma a uma SSD de 90 cm (Figura 3.17) e calculam-se campos para irradiar as várias estruturas, 3x3, 5x5, 7x7, 10x10 e 14x14, com as máquinas MONACOX06 e MONACOX10.

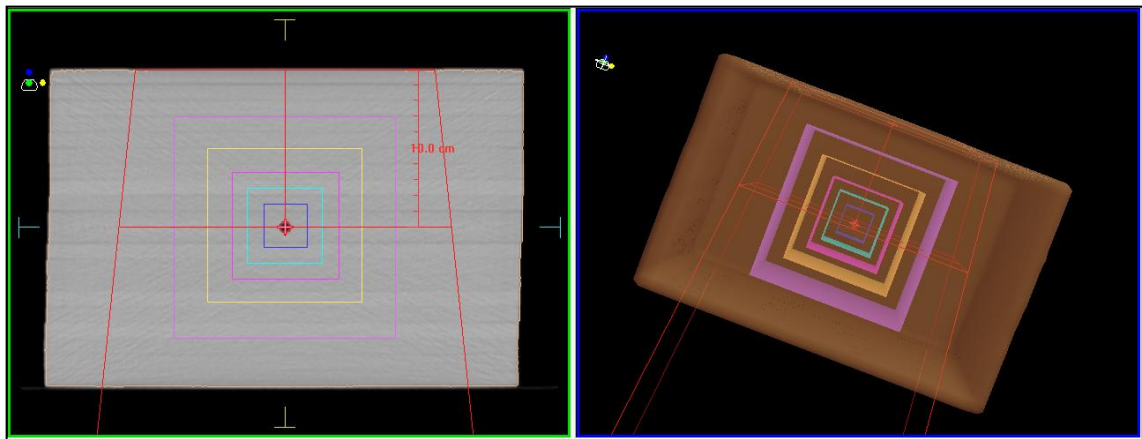


Figura 3.17 - Validação 2.

3.2.3.3 - Validação 3

A terceira validação utiliza a TC-2 e os volumes delimitados aquando da validação 2.

O restante procedimento é semelhante ao da validação 2, apenas se calcularam os campos para irradiar as várias estruturas, 3x3, 5x5, 7x7, 10x10 e 14x14, mas com a gantry a 30° (Figura 3.18), 60° (Figura 3.19) e 90° (Figura 3.20), ao invés de apenas a 0° como sucedeu nas validações 1 e 2.

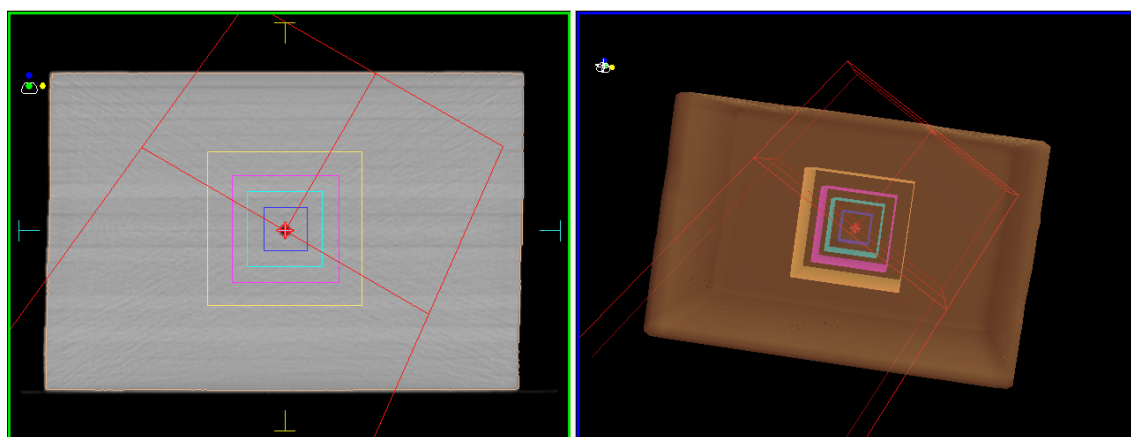


Figura 3.18 - Validação 3, com a gantry a 30°.

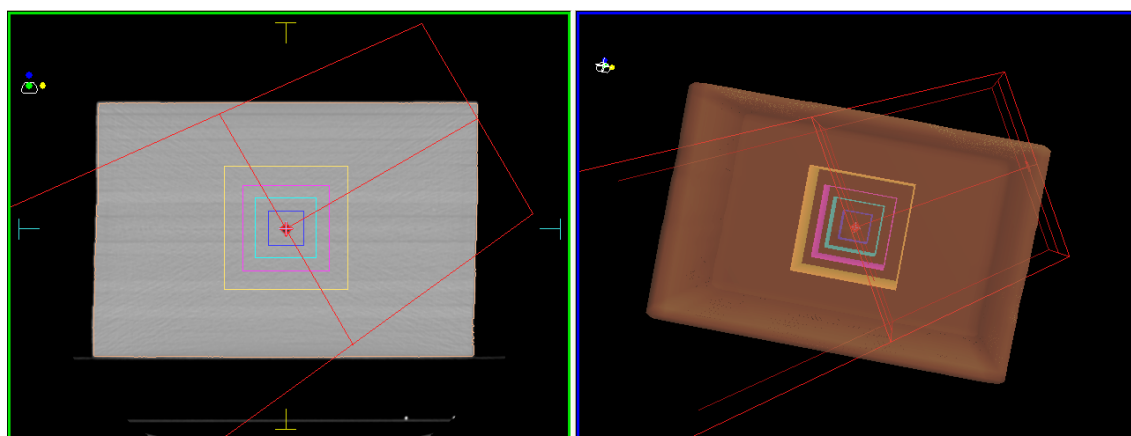


Figura 3.19 - Validação 3, com a gantry a 60°.

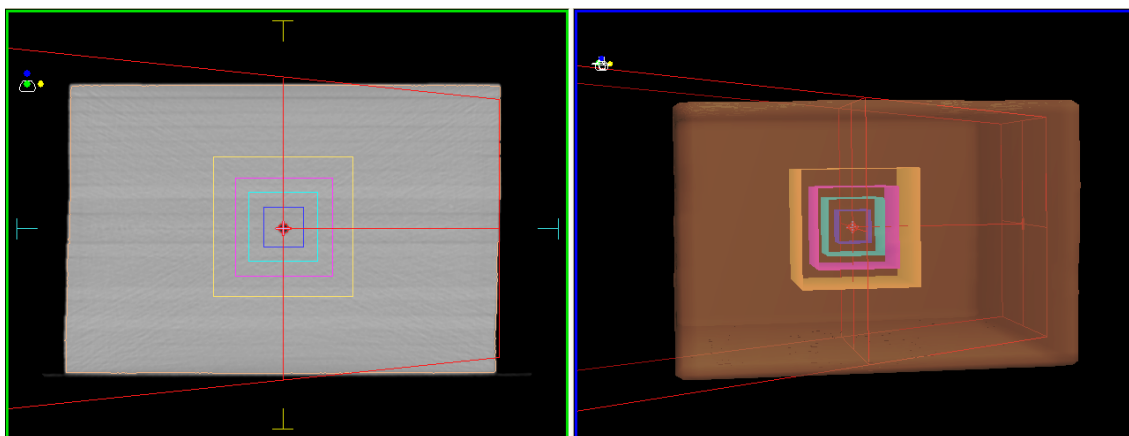


Figura 3.20 - Validação 3, com a gantry a 90°.

3.2.3.4 - Validação 4

A quarta validação (Figura 3.21) é muito semelhante à validação 2, apenas se calcula mais um campo, no mesmo planeamento, ou seja, calcularam os campos AP (Anterior - Posterior, gantry a 0°) e PA (Posterior - Anterior, gantry a 180°) para irradiar as estruturas 5x5 e 10x10.

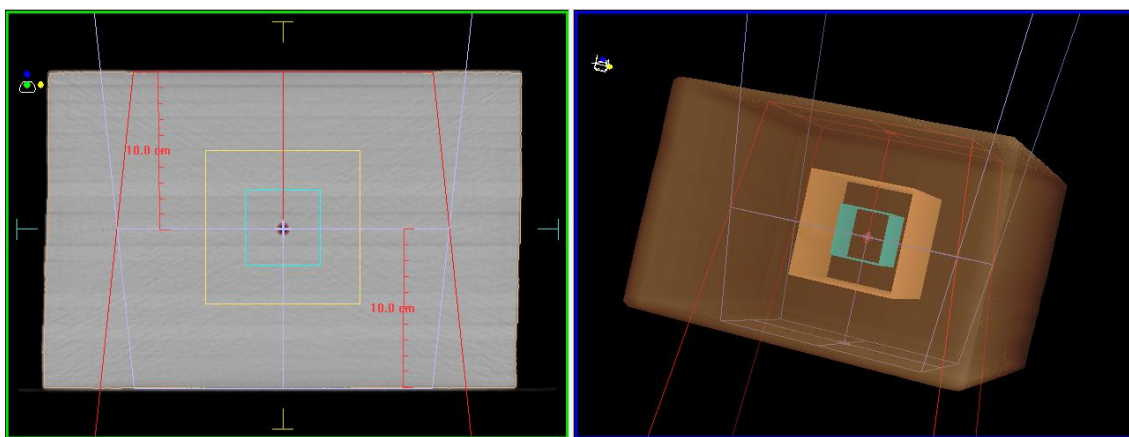


Figura 3.21 - Validação 4.

3.2.3.5 - Validação 5

Na quinta validação para realizar as planimetrias foi utilizada a TC-3. Delimitaram-se vários volumes: o contorno externo do fantoma (ContornoExt), o volume activo da câmara de ionização (ci), cubos com 3 e 5 cm de aresta, denominados 3x3 e 5x5 respectivamente.

O restante procedimento é semelhante ao da validação 2, apenas se calcularam os campos para irradiar as várias estruturas, 3x3, 5x5, com a gantry a 0° (Figura 3.22), 30° (Figura 3.23), 60° (Figura 3.24) e 90° (Figura 3.25).

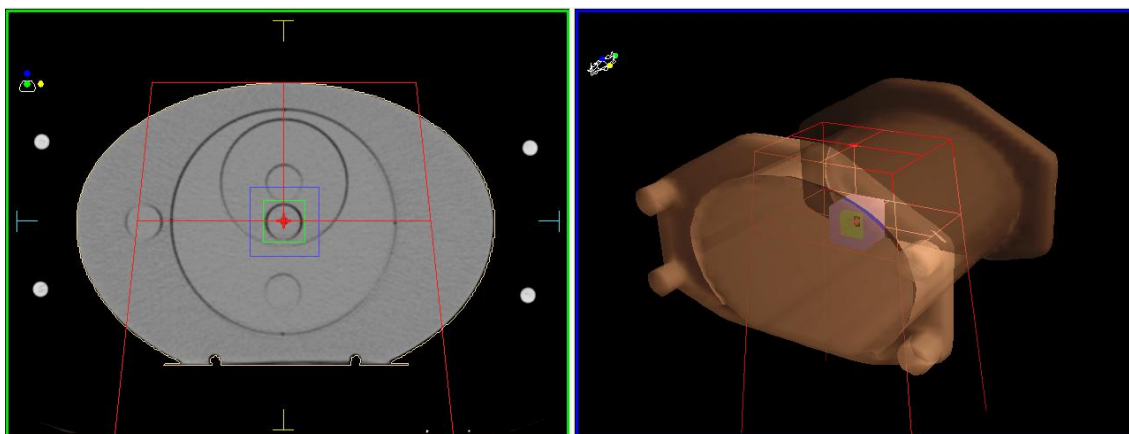


Figura 3.22 - Validação 5, com a gantry a 0° .

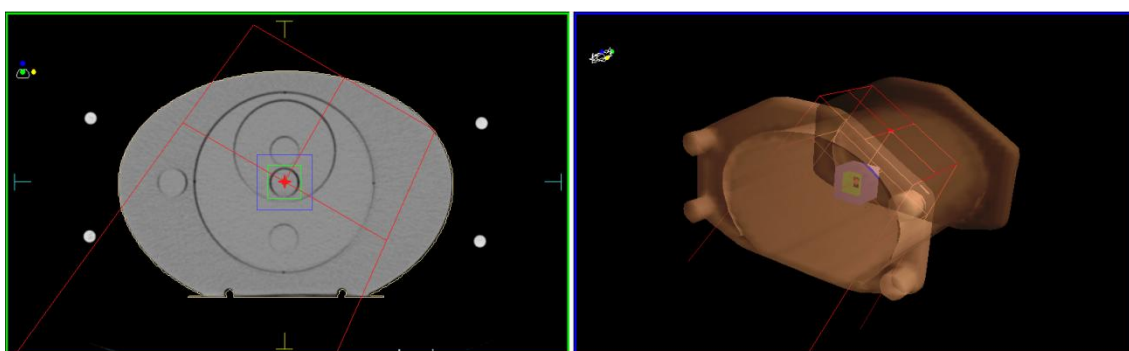


Figura 3.23 - Validação 5, com a gantry a 30° .

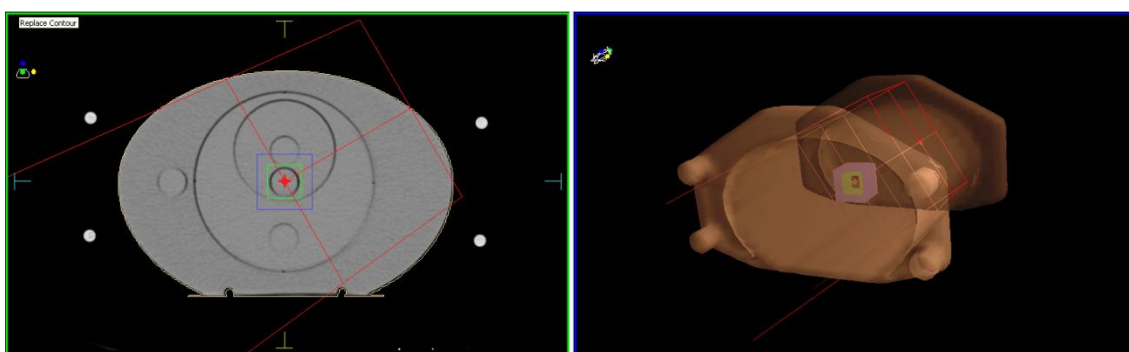


Figura 3.24 - Validação 5, com a gantry a 60° .

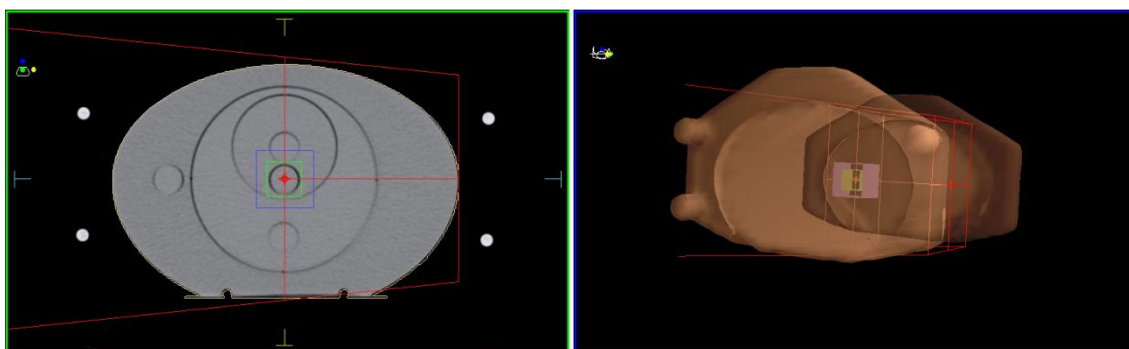


Figura 3.25 - Validação 5, com a gantry a 90° .

3.2.3.6 - Validação 6

Na sexta validação, utilizou-se a TC-4 para realizar as planimetrias. Delimitaram-se vários volumes: o contorno externo do fantoma (ContornoExt), o volume activo da câmara de ionização (ci), cubos com 7 e 10.4 cm de aresta, denominados 7x7 e 10.4x10.4 respectivamente.

O restante procedimento é semelhante ao da validação 2, apenas se calcularam os campos para irradiar as várias estruturas, 7x7 e 10.4x10.4, com a gantry a 60° (Figura 3.26) e 90° (Figura 3.27).

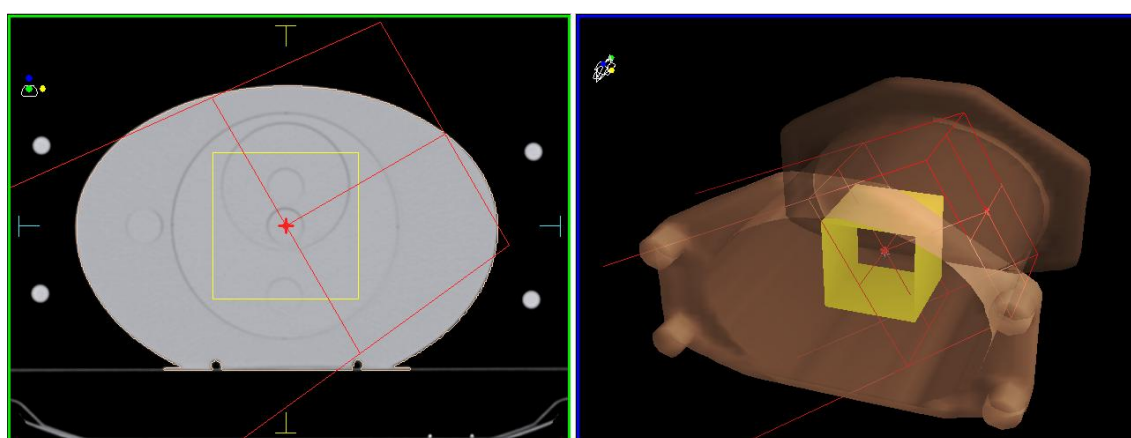


Figura 3.26 - Validação 6, com a gantry a 60°.

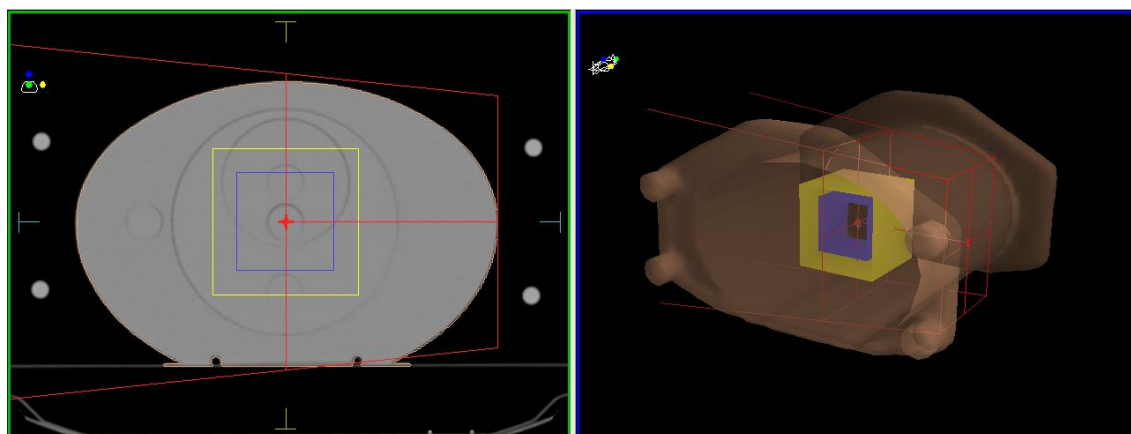


Figura 3.27 - Validação 6, com a gantry a 90°.

3.2.3.7 - Validações 7 e 8

Na sétima e oitava validação, foi utilizada a TC-2 para realizar as várias planimetrias. Para esta validação foi necessário alterar as propriedades do volume denominado

ContornoExt, uma vez que era preciso simular água. Para tal, configurou-se este volume para ter densidade electrónica 1.

Para a validação 7, o restante procedimento é semelhante ao da validação 2. A excepção é a medição de dose, realizada no fantoma de água Blue Phantom ao invés do fantoma de placas SP34. A câmara de ionização encontrava-se a 10cm de profundidade e foi utilizada uma SSD de 90 cm.

A validação 8, é muito semelhante à validação 7, contudo a dose é medida em vários pontos fora do eixo central do feixe de radiação (Tabela 3.5).

Energia	Área da estrutura (cm ²)	Gantry (°)	x (cm)	y (cm)	z (cm)
6 MV	10.4x10.4	0	0	-1,5	10
	10.4x10.4	0	0	1,5	10
	10.4x10.4	0	-1,5	0	10
	10.4x10.4	0	1,5	0	10
	10.4x10.4	0	1,5	1,5	10
	10.4x10.4	0	0	0	8
10 MV	10.4x10.4	0	1,5	1,5	10
	10.4x10.4	0	0	0	8

Tabela 3.5 – Coordenadas onde foram realizadas as medições de dose fora do eixo central do feixe de radiação.

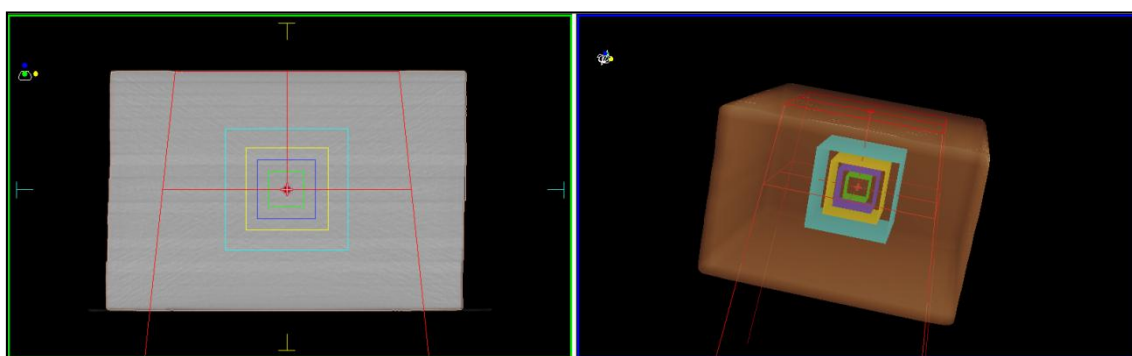


Figura 3.28 - Validações 7 e 8.

Capítulo IV

4 - Resultados

4.1- Aquisição dos dados

Os dados foram adquiridos segundo os requisitos da CMS. O serviço de Radioterapia do Hospital CUF-Descobertas, decidiu que para o tratamento com a técnica especial IMRT apenas se utilizariam duas energias, 6 e 10 MV.

A aquisição de dados foi um processo que decorreu durante sensivelmente 7 semanas e que ficou a cargo da equipa de físicos do serviço de Radioterapia do Hospital CUF-Descobertas.

Os dados que se apresentam de seguida foram adquiridos com o intuito de caracterizar as máquinas de tratamento, que o TPS Monaco utilizará para realizar cálculos de dose.

4.1.1- Perfis adquiridos na água

Alguns dos perfis apresentam problemas ao nível da simetria. A simetria dos perfis de dose medidos ao longo do campo de radiação, é um parâmetro dosimétrico que permite avaliar a equivalência na distribuição da dose em pontos simétricos em ambos os lados do perfil, relativamente ao eixo central.

Para a energia de 6MV, observa-se que os perfis adquiridos em *Inline* dos campos 2.4x2.4, 3.2x3.2, 4x4 e 4.8x4.8 cm² (Figuras 4.1, 4.3, 4.5 e 4.7, respectivamente), apresentam uma assimetria (cerca de 1.5%), principalmente para os perfis adquiridos à profundidade do D_{max} (15mm). Esta situação pode dever-se ao facto de a câmara, neste caso a CC04-6745, não estar completamente bem alinhada. Relativamente aos perfis adquiridos em *Crossline*, todos eles apresentam uma boa simetria, independentemente da profundidade onde foram adquiridos.

Para a energia de 10MV, observa-se que os perfis adquiridos em *Inline* dos campos 3.2x3.2, 4x4 e 4.8x4.8 cm² (Figuras 4.25, 4.27 e 4.29, respectivamente), apresentam uma assimetria semelhante à registada para os perfis adquiridos em *Inline* para a energia de 6MV. Quanto aos perfis adquiridos em *Crossline* dos campos rectangulares (Figuras 4.38, 4.40, 4.42 e 4.44, respectivamente), observa-se uma ligeira assimetria nas curvas adquiridas a 50 e 21 mm de profundidade.

4.1.2- Perfis adquiridos no ar

Nos perfis adquiridos no ar não se observam assimetrias relevantes (acima de 1%) para qualquer uma das energias, direcção do varrimento (*Inline* ou *Crossline*) ou a uma distância específica entre a câmara de ionização no eixo central do feixe em relação à fonte de radiação, onde se realizou o varrimento (ver Anexo A).

Perfis para a energia de 6MV na água

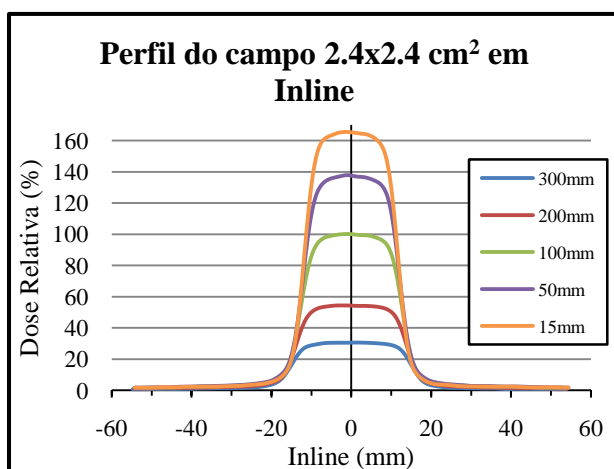


Figura 4.1 - Perfil do campo 2.4x2.4 cm², em *Inline*, para a energia de 6MV, adquirido na água.

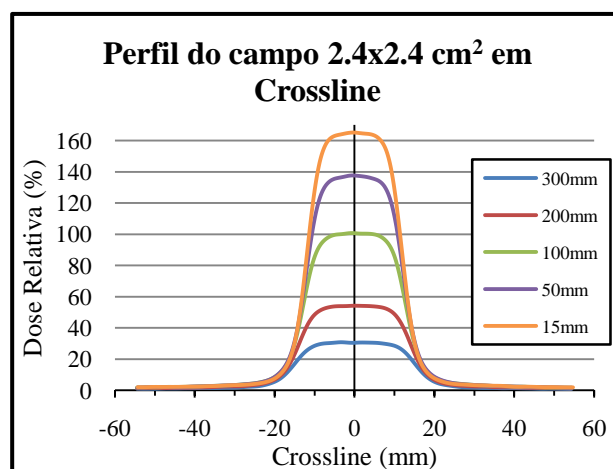


Figura 4.2 - Perfil do campo 2.4x2.4 cm², em *Crossline*, para a energia de 6MV, adquirido na água.

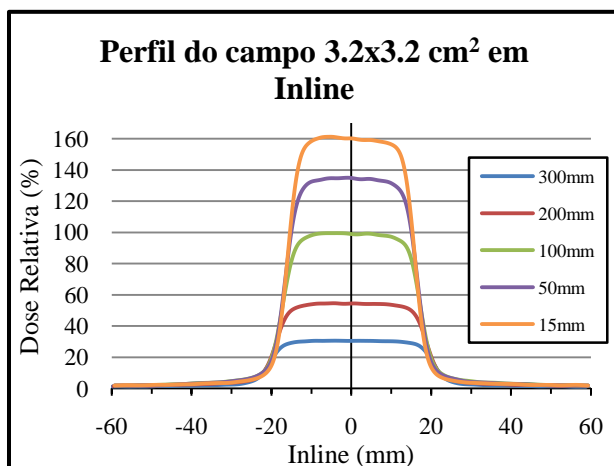


Figura 4.3 - Perfil do campo 3.2x3.2 cm², em *Inline*, para a energia de 6MV, adquirido na água.

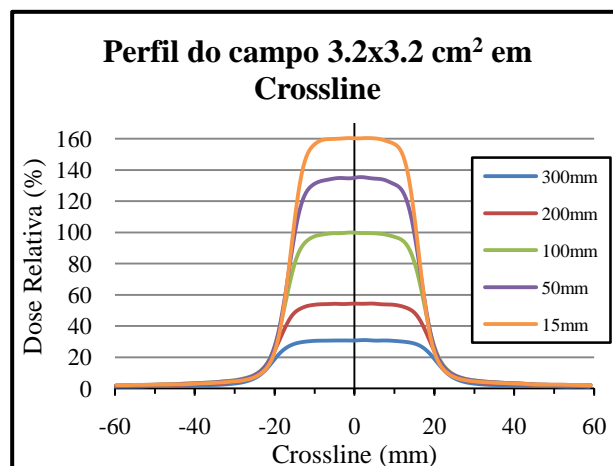


Figura 4.4 - Perfil do campo 3.2x3.2 cm², em *Crossline*, para a energia de 6MV, adquirido na água.

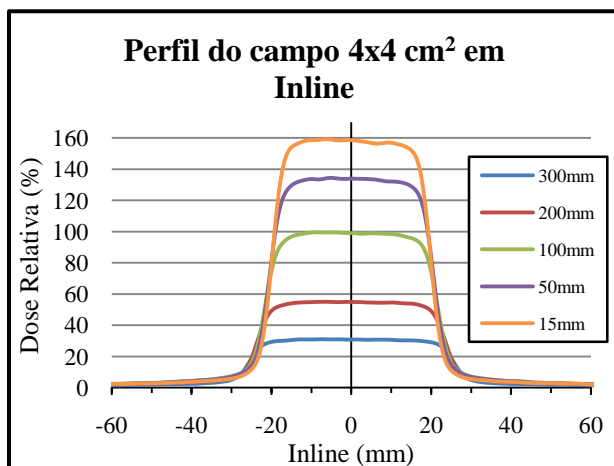


Figura 4.5 - Perfil do campo 4x4 cm², em *Inline*, para a energia de 6MV, adquirido na água.

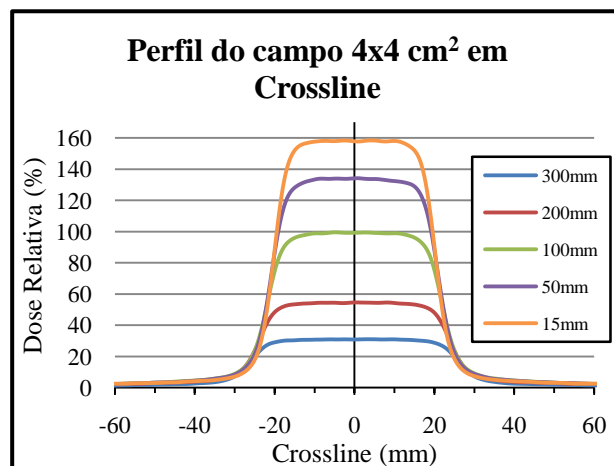


Figura 4.6 - Perfil do campo 4x4 cm², em *Crossline*, para a energia de 6MV, adquirido na água.

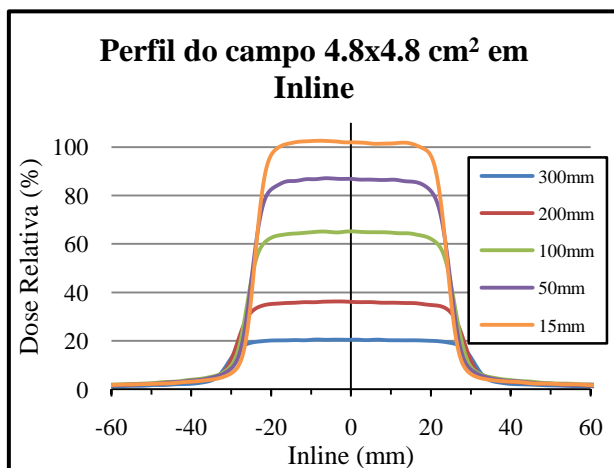


Figura 4.7 - Perfil do campo 4.8x4.8 cm², em *Inline*, para a energia de 6MV, adquirido na água.

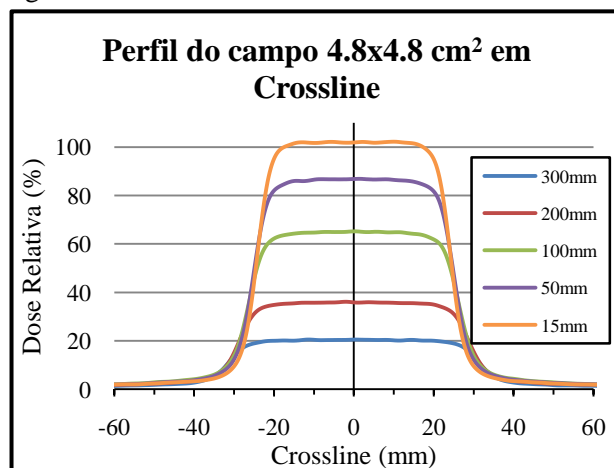


Figura 4.8 - Perfil do campo 4.8x4.8 cm², em *Crossline*, para a energia de 6MV, adquirido na água.

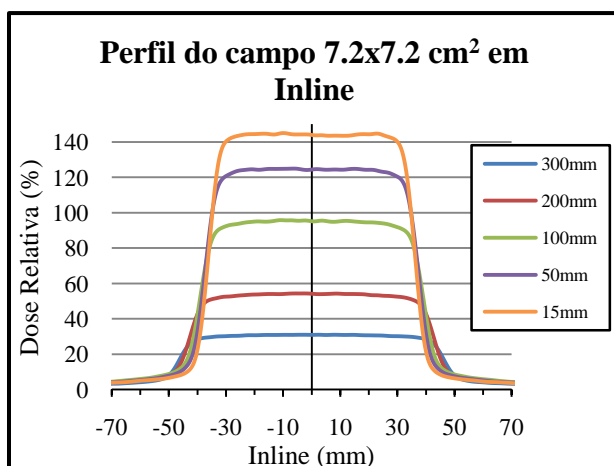


Figura 4.3 - Perfil do campo 7.2x7.2 cm², em *Inline*, para a energia de 6MV, adquirido na água.

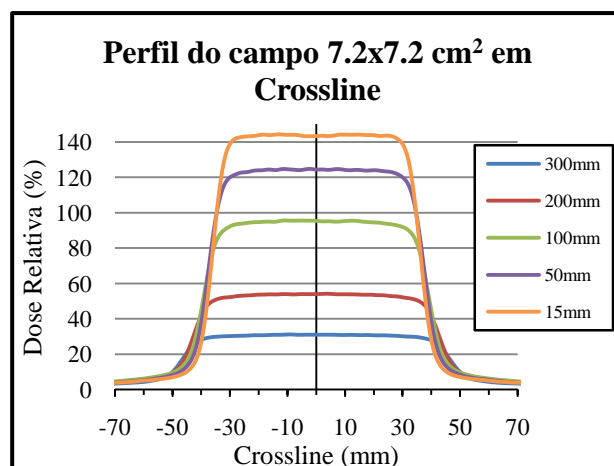


Figura 4.4 - Perfil do campo 7.2x7.2 cm², em *Crossline*, para a energia de 6MV, adquirido na água.

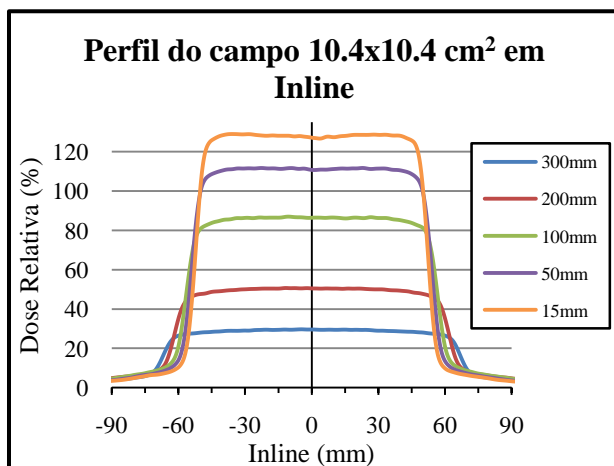


Figura 4.5 - Perfil do campo 10.4x10.4 cm², em *Inline*, para a energia de 6MV, adquirido na água.

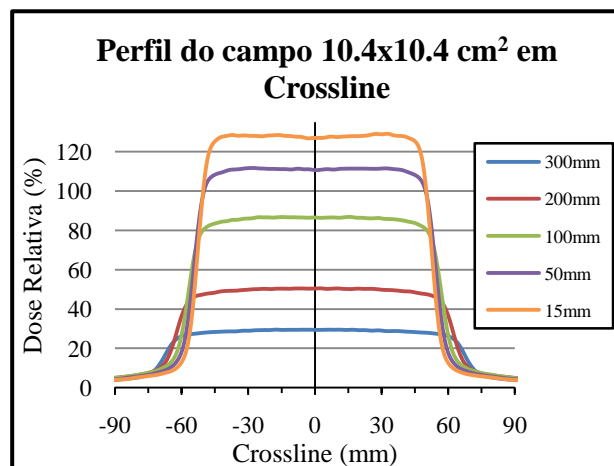


Figura 4.6 - Perfil do campo 10.4x10.4 cm², em *Crossline*, para a energia de 6MV, adquirido na água.

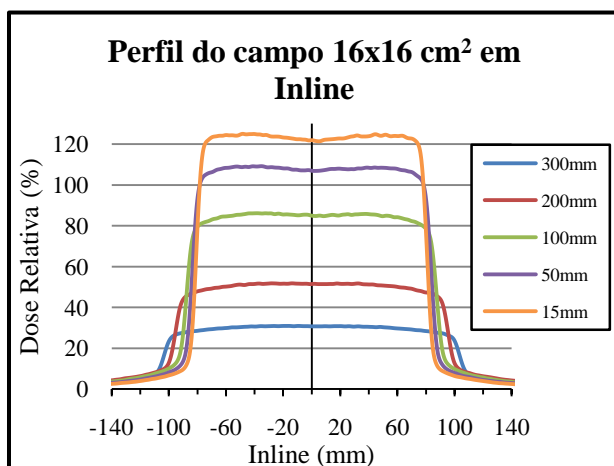


Figura 4.7 - Perfil do campo 16x16 cm², em *Inline*, para a energia de 6MV, adquirido na água.

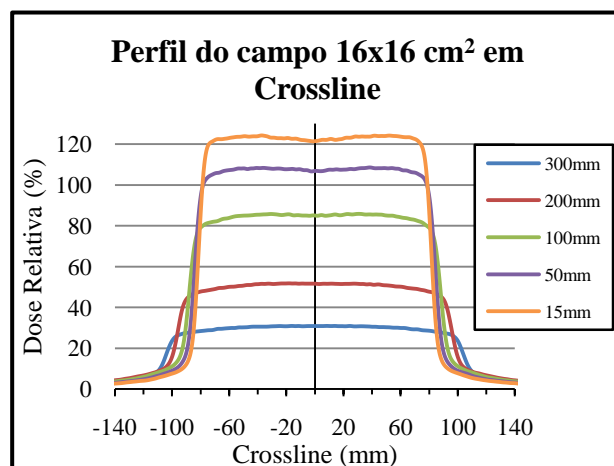


Figura 4.8 - Perfil do campo 16x16 cm², em *Crossline*, para a energia de 6MV, adquirido na água.

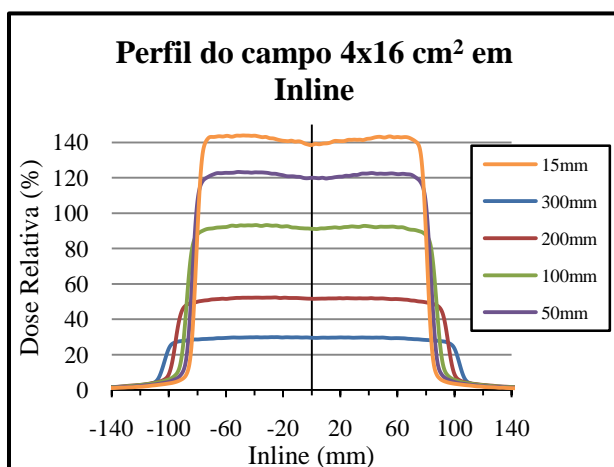


Figura 4.9 - Perfil do campo 4x16 cm², em *Inline*, para a energia de 6MV, adquirido na água.

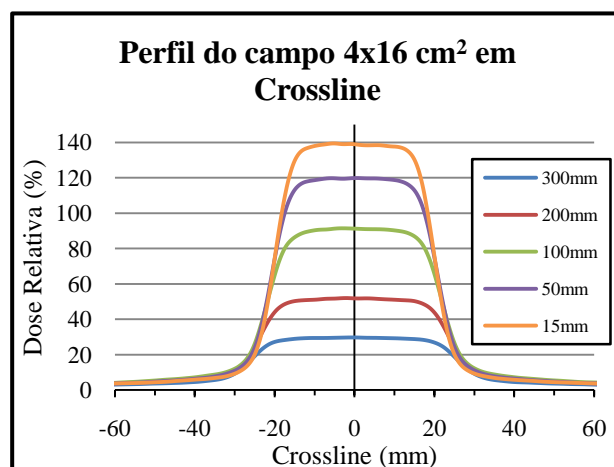


Figura 4.10 - Perfil do campo 4x16 cm², em *Crossline*, para a energia de 6MV, adquirido na água.

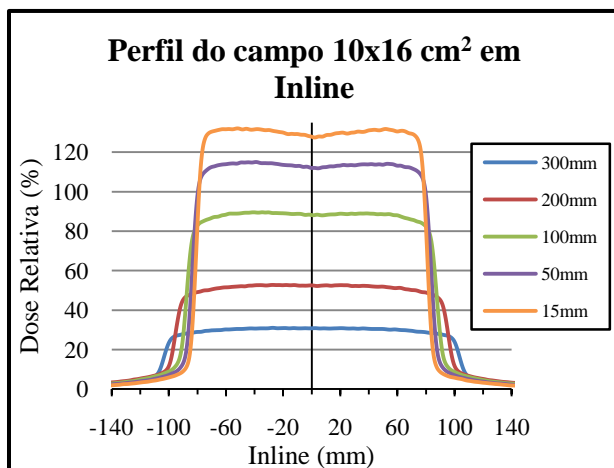


Figura 4.11 - Perfil do campo 10x16 cm², em *Inline*, para a energia de 6MV, adquirido na água.

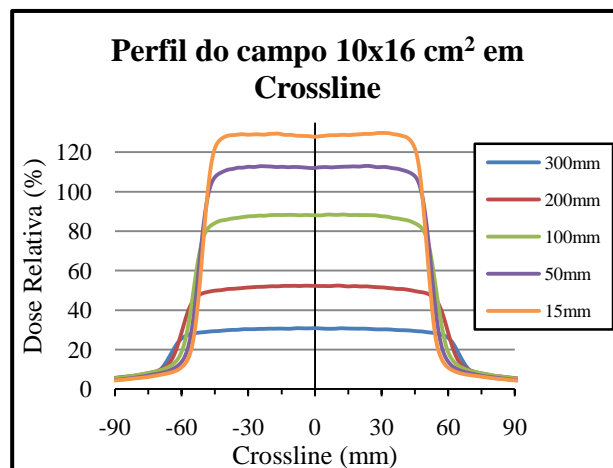


Figura 4.12 - Perfil do campo 10x16 cm², em *Crossline*, para a energia de 6MV, adquirido na água.

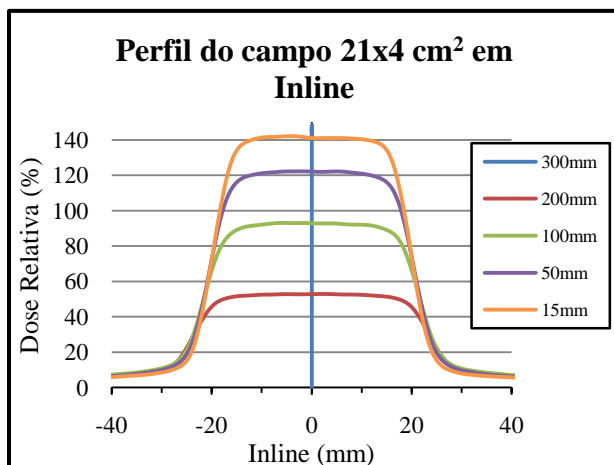


Figura 4.13 - Perfil do campo 21x4 cm², em *Inline*, para a energia de 6MV, adquirido na água.

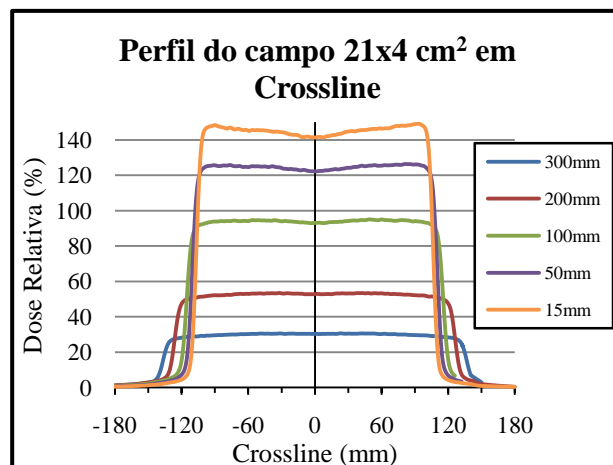


Figura 4.14 - Perfil do campo 21x4 cm², em *Crossline*, para a energia de 6MV, adquirido na água.

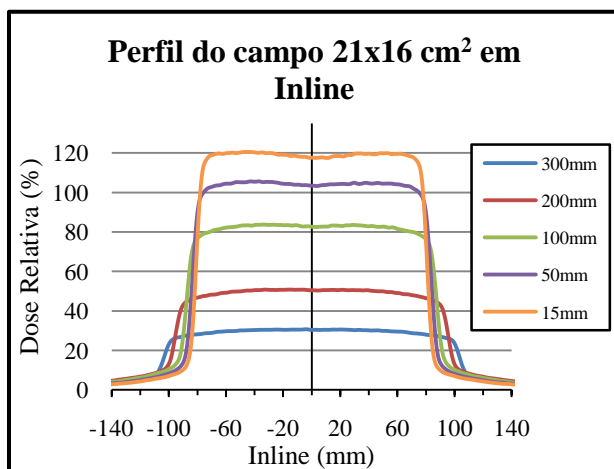


Figura 4.15 - Perfil do campo 21x16 cm², em *Inline*, para a energia de 6MV, adquirido na água.

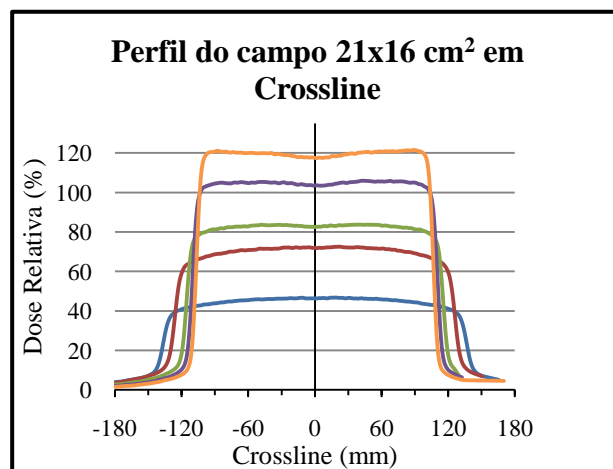


Figura 4.16 - Perfil do campo 21x16 cm², em *Crossline*, para a energia de 6MV, adquirido na água.

Perfis para a energia de 10MV na água

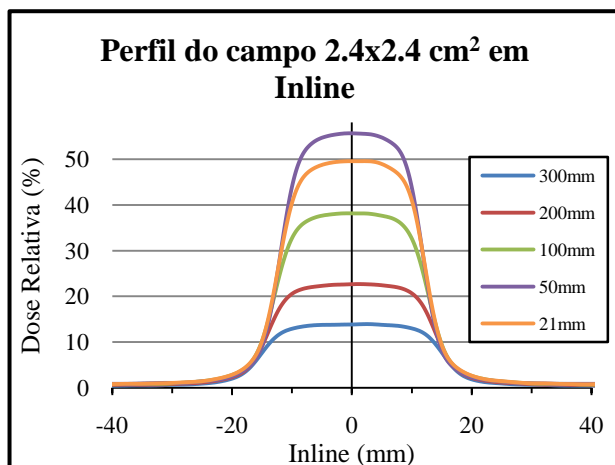


Figura 4.17 - Perfil do campo 2.4x2.4 cm², em *Inline*, para a energia de 10MV, adquirido na água.

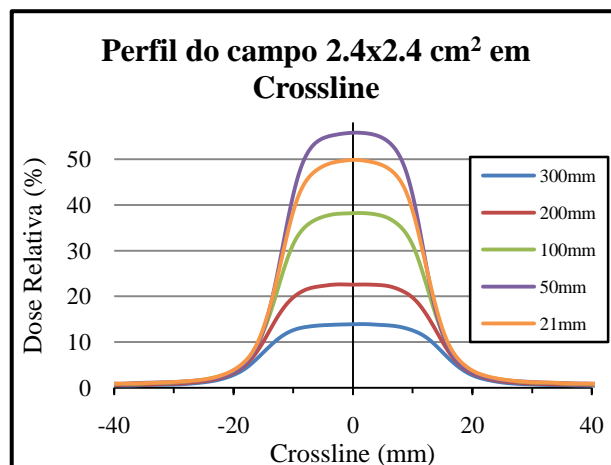


Figura 4.18 - Perfil do campo 2.4x2.4 cm², em *Crossline*, para a energia de 10MV, adquirido na água.

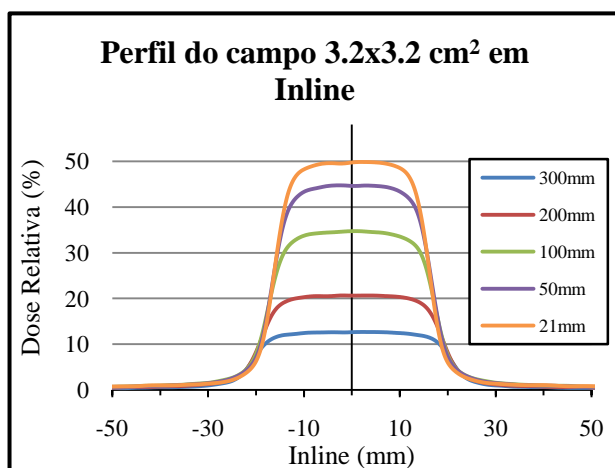


Figura 4.19 - Perfil do campo 3.2x3.2cm², em *Inline*, para a energia de 10MV, adquirido na água.

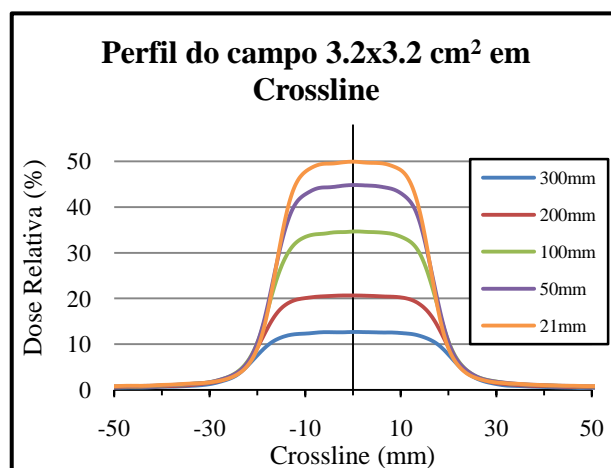


Figura 4.20 - Perfil do campo 3.2x3.2cm², em *Crossline*, para a energia de 10MV, adquirido na água.

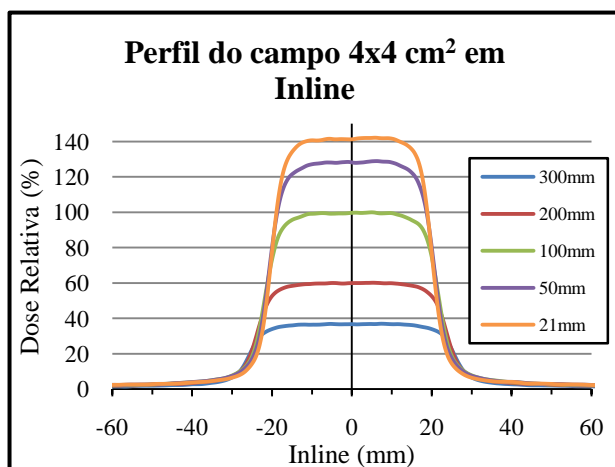


Figura 4.21 - Perfil do campo 4x4 cm², em *Inline*, para a energia de 10MV, adquirido na água.

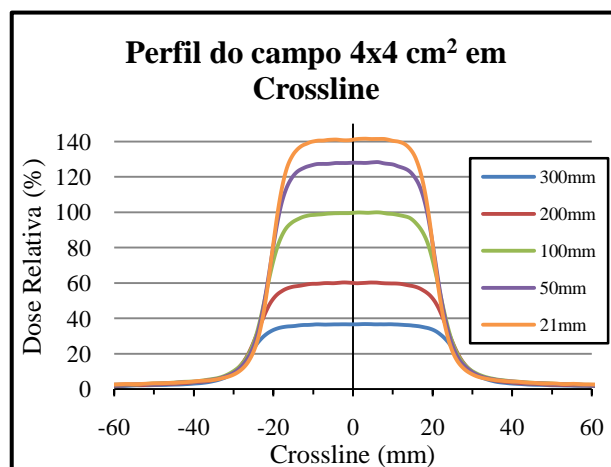


Figura 4.22 - Perfil do campo 4x4 cm², em *Crossline*, para a energia de 10MV, adquirido na água.

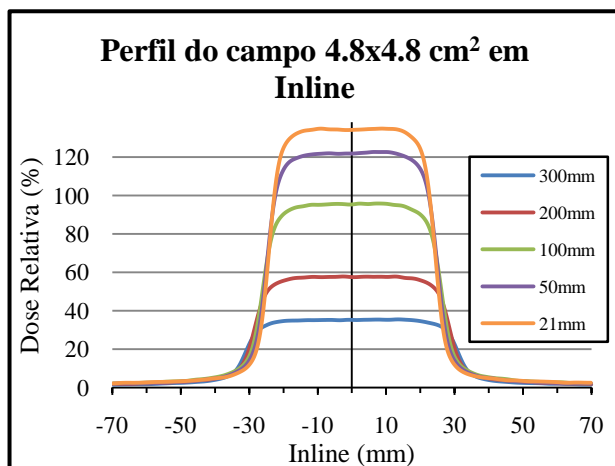


Figura 4.23 - Perfil do campo 4.8x4.8 cm², em *Inline*, para a energia de 10MV, adquirido na água.

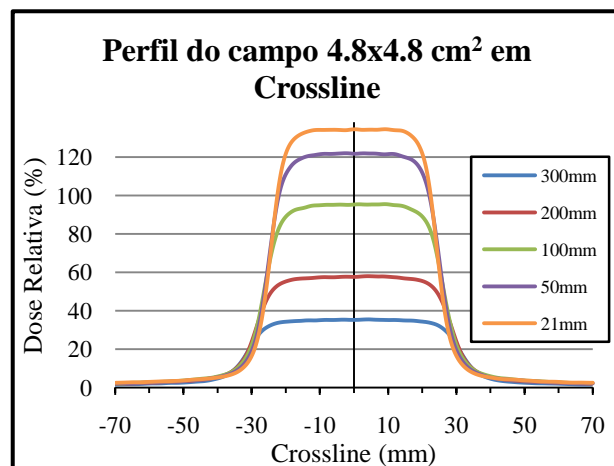


Figura 4.24 - Perfil do campo 4.8x4.8 cm², em *Crossline*, para a energia de 10MV, adquirido na água.

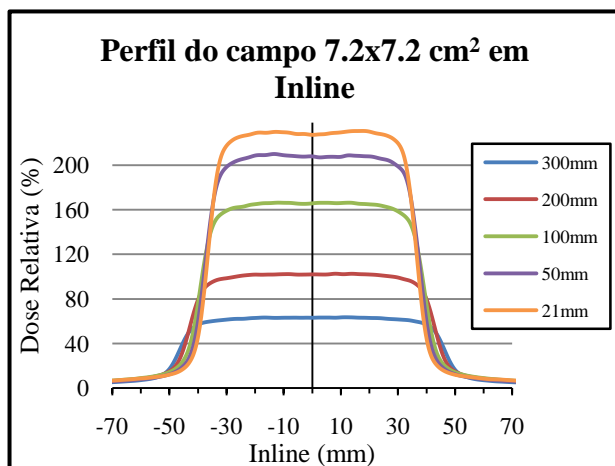


Figura 4.25 - Perfil do campo 7.2x7.2 cm², em *Inline*, para a energia de 10MV, adquirido na água.

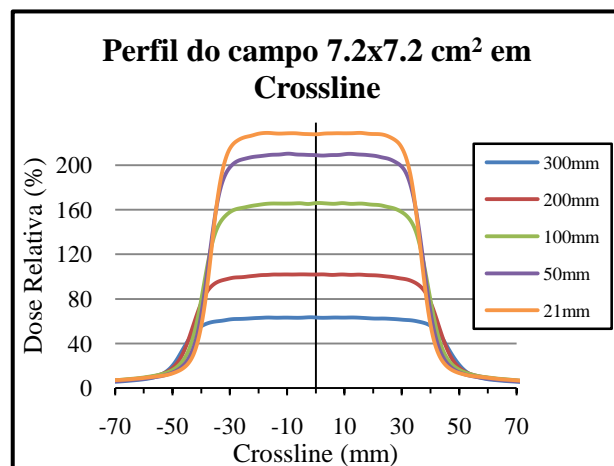


Figura 4.26 - Perfil do campo 7.2x7.2 cm², em *Crossline*, para a energia de 10MV, adquirido na água.

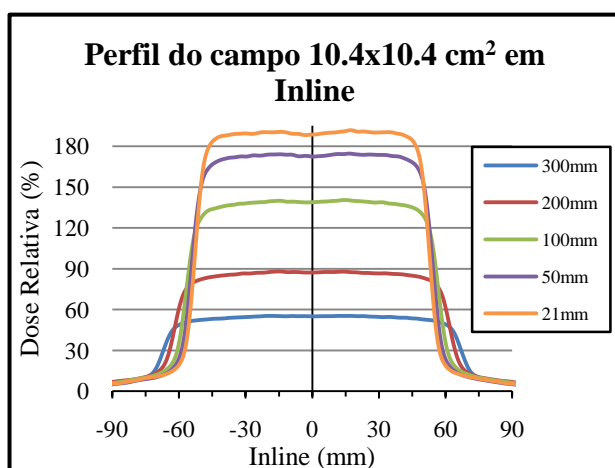


Figura 4.27 - Perfil do campo 10.4x10.4 cm², em *Inline*, para a energia de 10MV, adquirido na água.

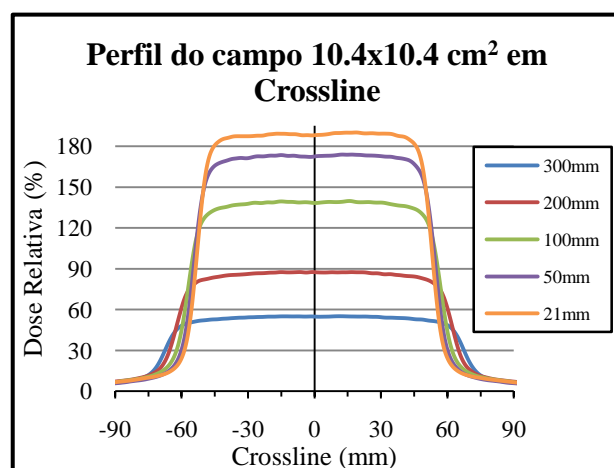


Figura 4.28 - Perfil do campo 10.4x10.4 cm², em *Crossline*, para a energia de 10MV, adquirido na água.

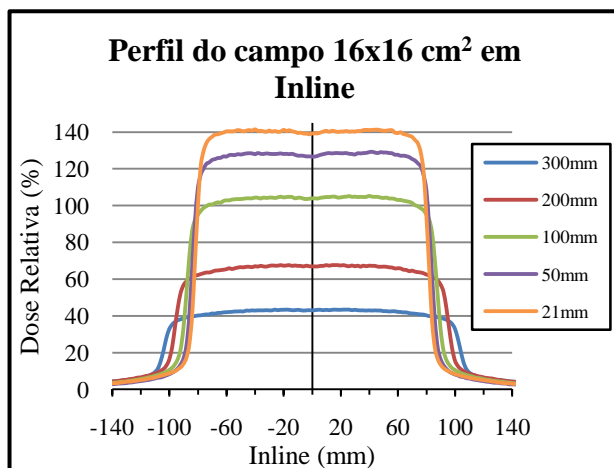


Figura 4.29 - Perfil do campo 16x16 cm², em *Inline*, para a energia de 10MV, adquirido na água.

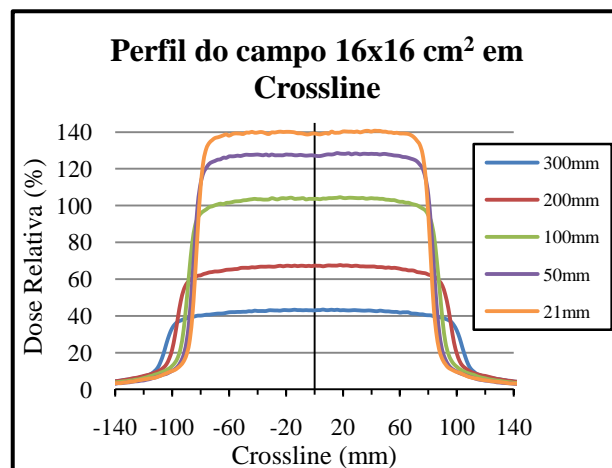


Figura 4.30 - Perfil do campo 16x16 cm², em *Crossline*, para a energia de 10MV, adquirido na água.

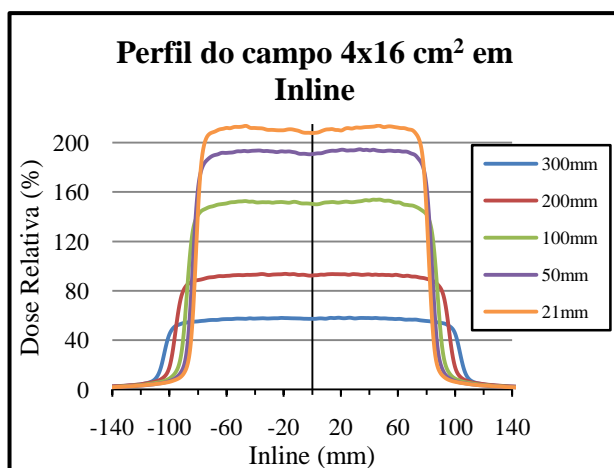


Figura 4.31 - Perfil do campo 4x16 cm², em *Inline*, para a energia de 10MV, adquirido na água.

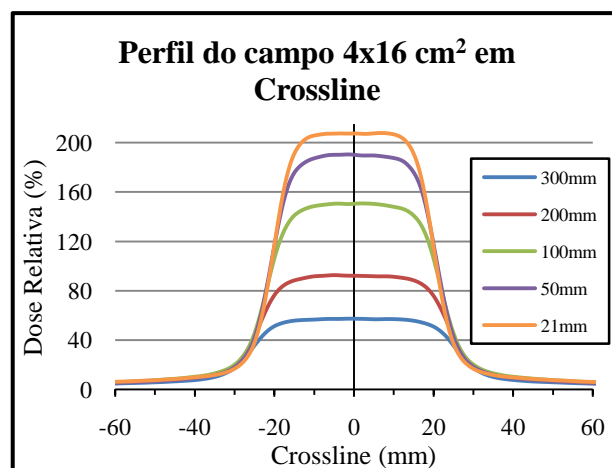


Figura 4.32 - Perfil do campo 4x16 cm², em *Crossline*, para a energia de 10MV, adquirido na água.

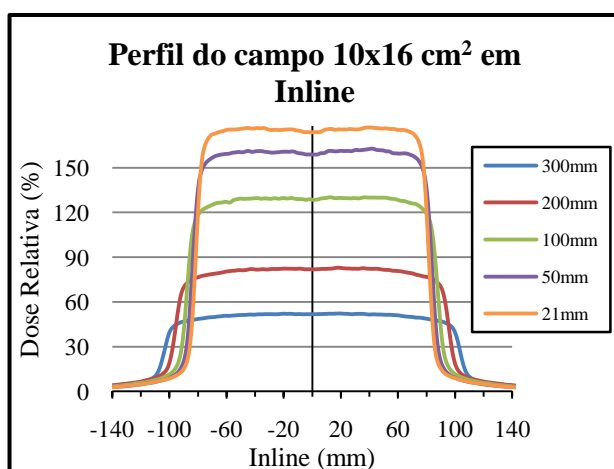


Figura 4.33 - Perfil do campo 10x16 cm², em *Inline*, para a energia de 10MV, adquirido na água.

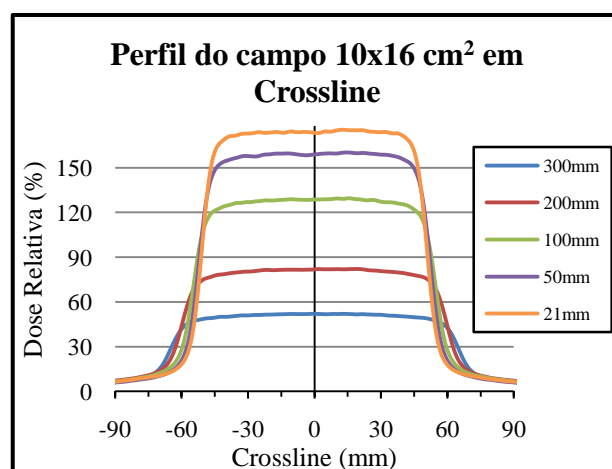


Figura 4.34 - Perfil do campo 10x16 cm², em *Crossline*, para a energia de 10MV, adquirido na água.

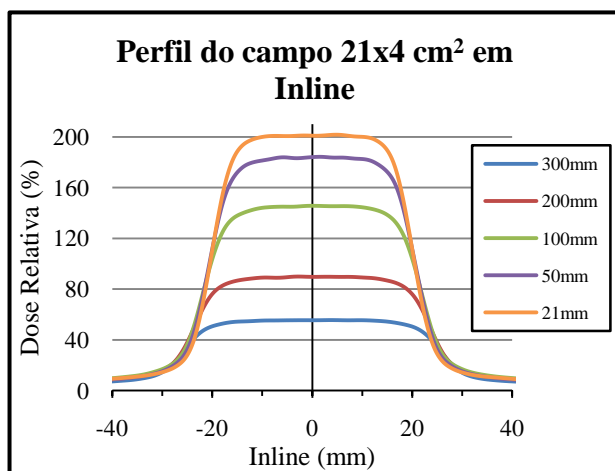


Figura 4.35 - Perfil do campo 21x4 cm², em *Inline*, para a energia de 10MV, adquirido na água.

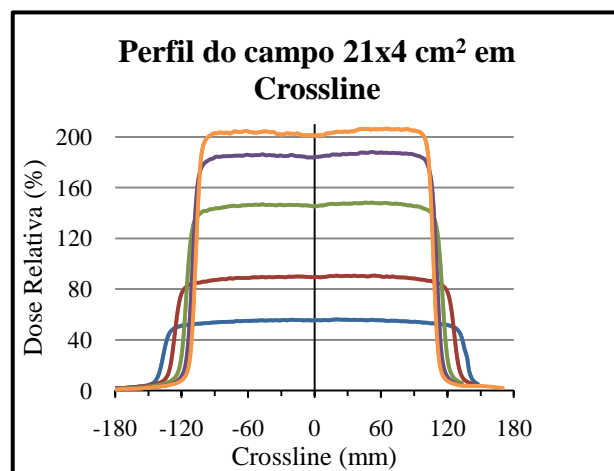


Figura 4.36 - Perfil do campo 21x4 cm², em *Crossline*, para a energia de 10MV, adquirido na água.

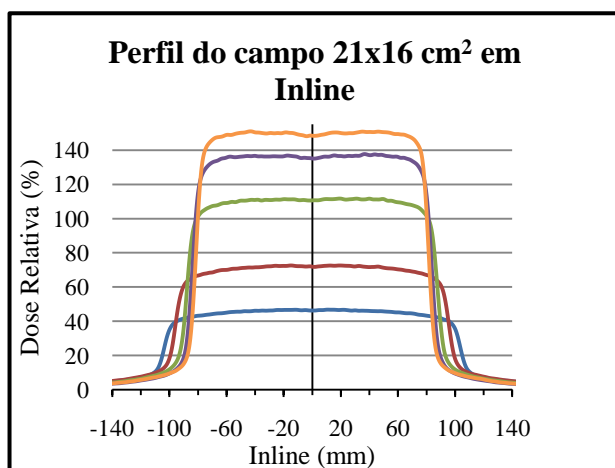


Figura 4.37 - Perfil do campo 21x16 cm², em *Inline*, para a energia de 10MV, adquirido na água.

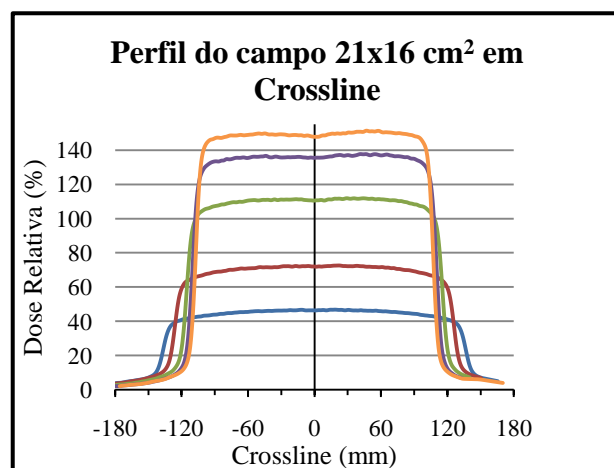


Figura 4.38 - Perfil do campo 21x16 cm², em *Crossline*, para a energia de 10MV, adquirido na água.

4.1.3- Percentage Depth Dose (PDD)

A profundidade do D_{\max} para a energia de 6 MV é 15 mm, enquanto para a energia de 10 MV é de 21 mm. Verificou-se que nem todos os PDDs obtidos tinham o máximo de dose nas profundidades esperadas (Tabelas 4.1 e 4.2). Contudo, os resultados obtidos para a energia de 10 MV são mais satisfatórios que os obtidos para a energia de 6 MV. As diferenças encontradas relativamente ao que seria de esperar poder-se-ão dever, a oscilações aquando da aproximação da câmara de ionização da superfície da água.

		Campos quadrados							
		Área (cm²)							
		Energia	1,6x1,6	2,4x2,4	3,2x3,2	4x4	4,8x4,8	7,2x7,2	10,4x10,4
Profundidade do D _{max} (mm)	6 MV	14	14	17	14	15	18	14	12
	10 MV	18	20	20	20	22	23	21	20

Tabela 4.1 – Profundidades do D_{\max} obtidas para os campos quadrados, para as energias de 6 e 10 MV.

		Campos rectangulares				
		Área (cm²)				
		Energia	4x16	10x16	21x4	21x16
Profundidade do D _{max} (mm)	6 MV	14	15	16	13	
	10 MV	22	21	21	19	

Tabela 4.2 - Profundidades do D_{\max} obtidas para os campos rectangulares, para as energias de 6 e 10 MV.

4.1.4- Air Z-scans

Para medir os *Air Z-scans* foi necessário utilizar *buildup caps* de latão, uma para a energia de 6 MV com uma parede cuja espessura é de 2.4 mm e uma outra para a energia de 10 MV com uma parede cuja espessura é de 3.9 mm. Estas *buildup caps* de latão possibilitam a ocorrência de equilíbrio electrónico, em aquisições no ar.

Relativamente aos *Air Z-scans* não existe nada a apontar pois os resultados obtidos estão de acordo com o que se esperava (ver anexo B).

PDD's para a energia de 6MV na água

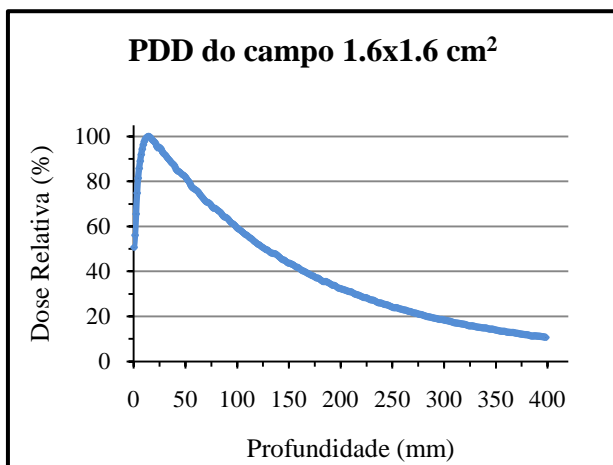


Figura 4.41 - PDD do campo 1.6x1.6 cm² para a energia de 6MV, adquirido na água.

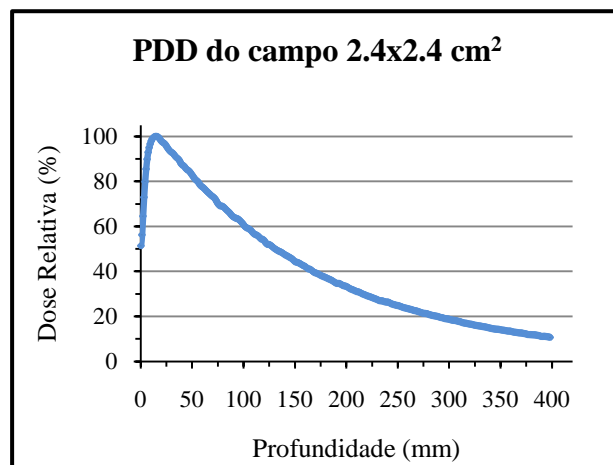


Figura 4.42 - PDD do campo 2.4x2.4 cm² para a energia de 6MV, adquirido na água.

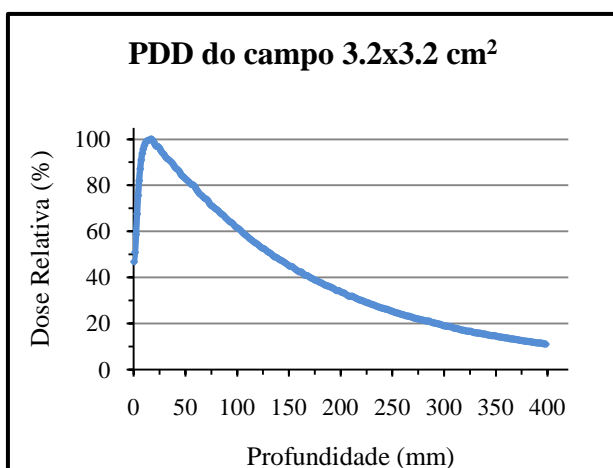


Figura 4.43 - PDD do campo 3.2x3.2 cm² para a energia de 6MV, adquirido na água.

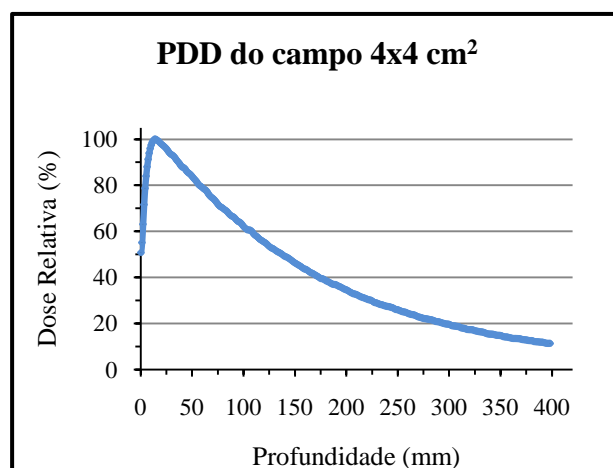


Figura 4.44 - PDD do campo 4x4 cm² para a energia de 6MV, adquirido na água.

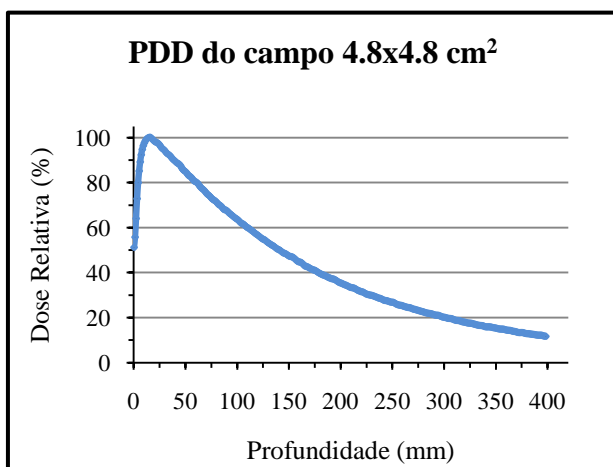


Figura 4.45 - PDD do campo 4.8x4.8 cm² para a energia de 6MV, adquirido na água.

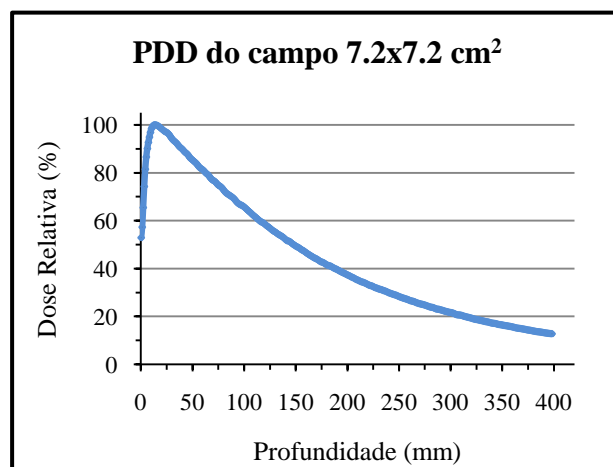


Figura 4.46 - PDD do campo 7.2x7.2 cm² para a energia de 6MV, adquirido na água.

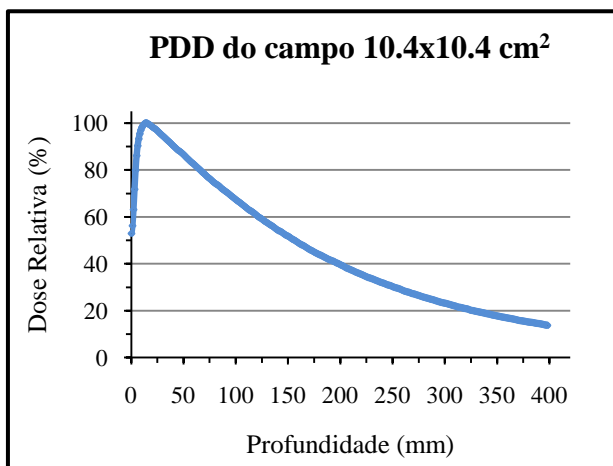


Figura 4.47 - PDD do campo 10.4x10.4 cm² para a energia de 6MV, adquirido na água.

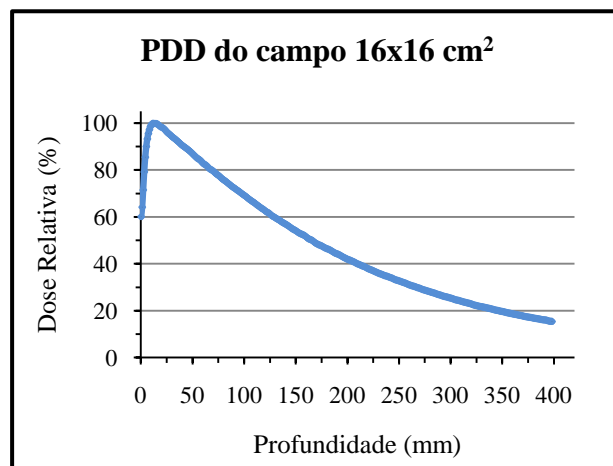


Figura 4.48 - PDD do campo 16x16 cm² para a energia de 6MV, adquirido na água.

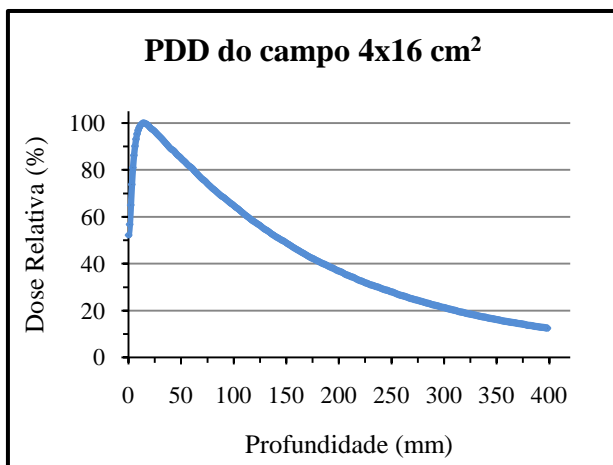


Figura 4.49 - PDD do campo 4x16 cm² para a energia de 6MV, adquirido na água.

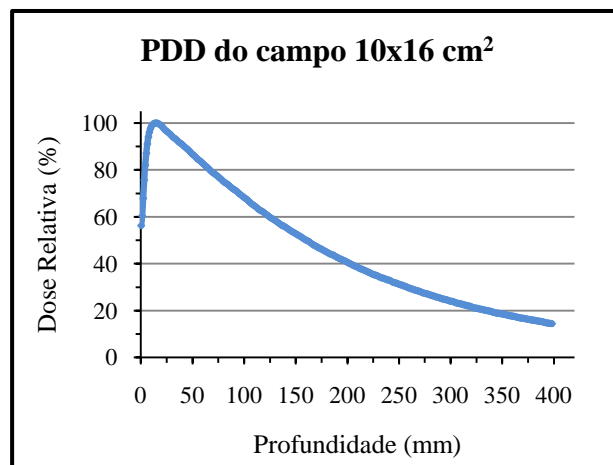


Figura 4.50 - PDD do campo 10x16 cm² para a energia de 6MV, adquirido na água.

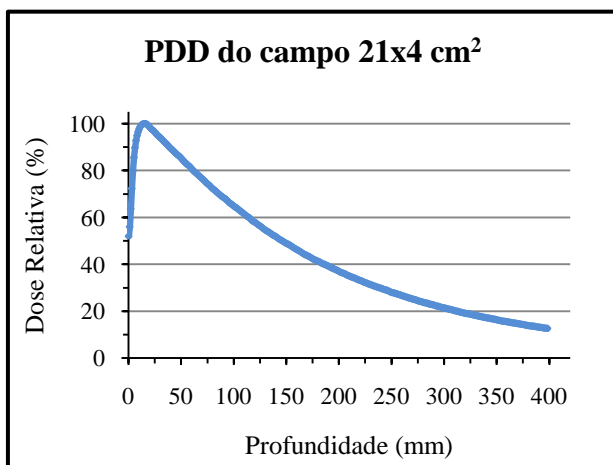


Figura 4.51 - PDD do campo 21x4 cm² para a energia de 6MV, adquirido na água.

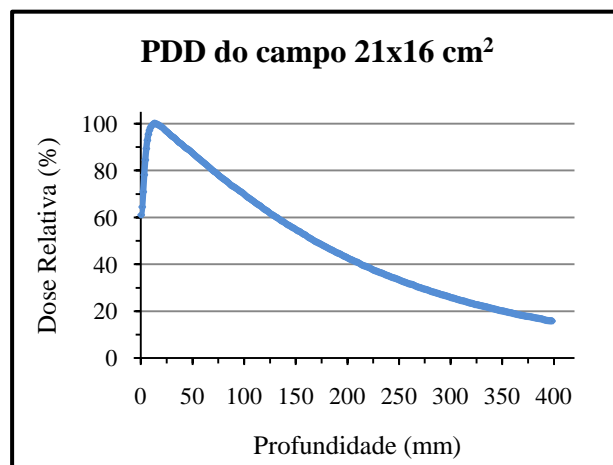


Figura 4.52 - PDD do campo 21x16 cm² para a energia de 6MV, adquirido na água.

PDD's para a energia de 10MV na água

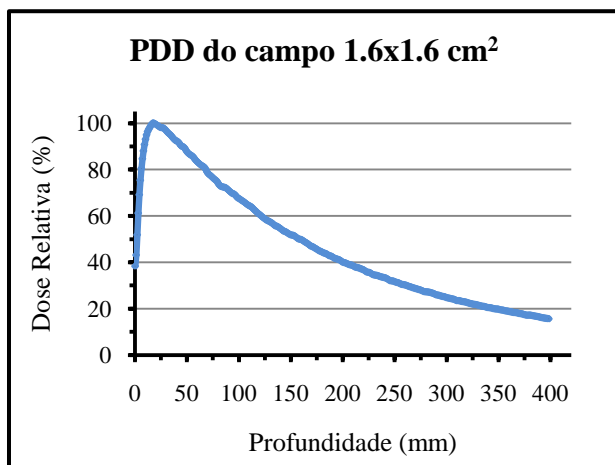


Figura 4.53 - PDD do campo 1.6x1.6 cm² para a energia de 10MV, adquirido na água.

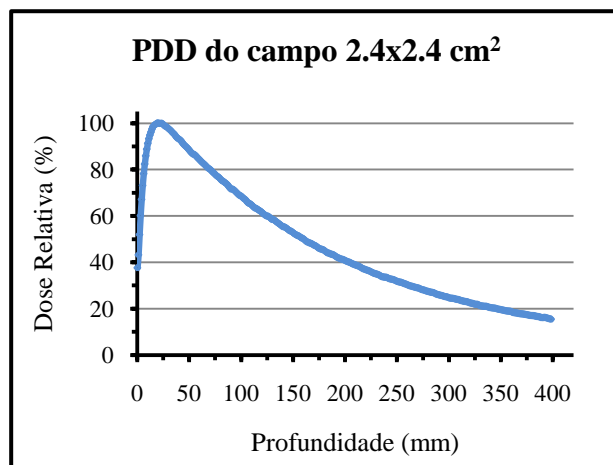


Figura 4.54 - PDD do campo 2.4x2.4 cm² para a energia de 10MV, adquirido na água.

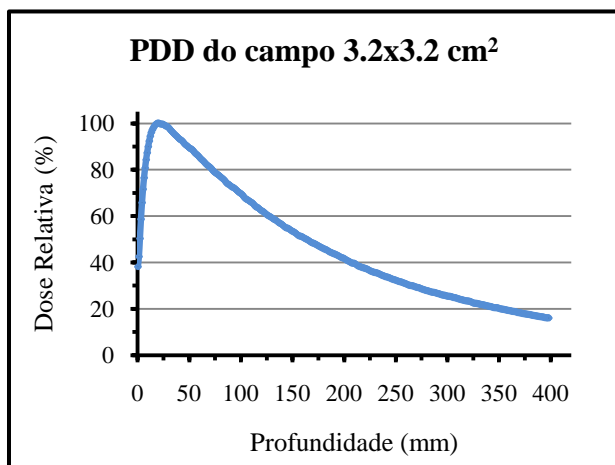


Figura 4.55 - PDD do campo 3.2x3.2 cm² para a energia de 10MV, adquirido na água.

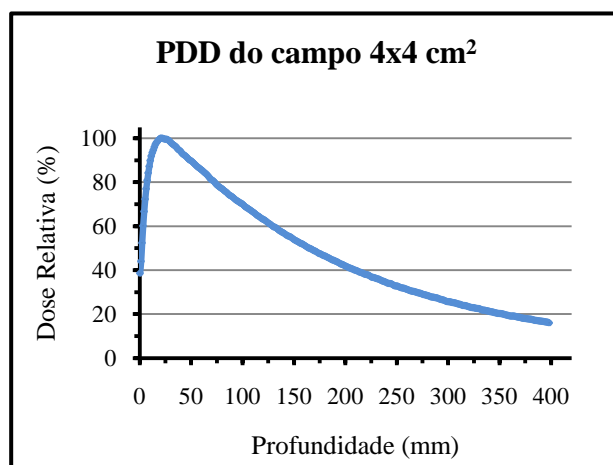


Figura 4.56 - PDD do campo 4x4 cm² para a energia de 10MV, adquirido na água.

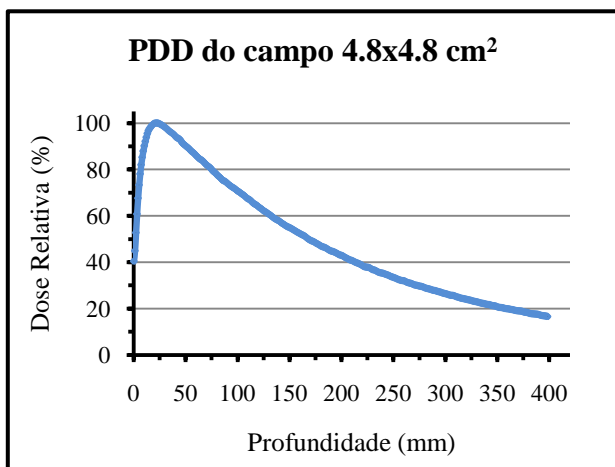


Figura 4.57 - PDD do campo 4.8x4.8 cm² para a energia de 10MV, adquirido na água.

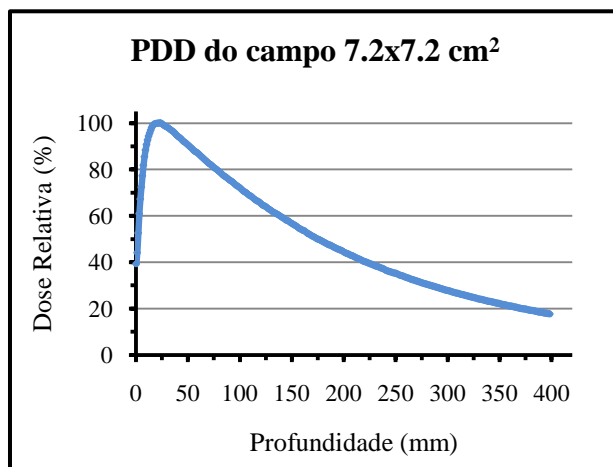


Figura 4.58 - PDD do campo 7.2x7.2 cm² para a energia de 10MV, adquirido na água.

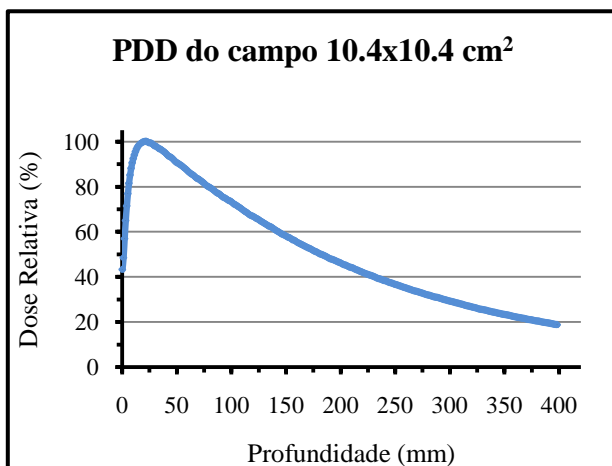


Figura 4.59 - PDD do campo 10.4x10.4 cm² para a energia de 10MV, adquirido na água.

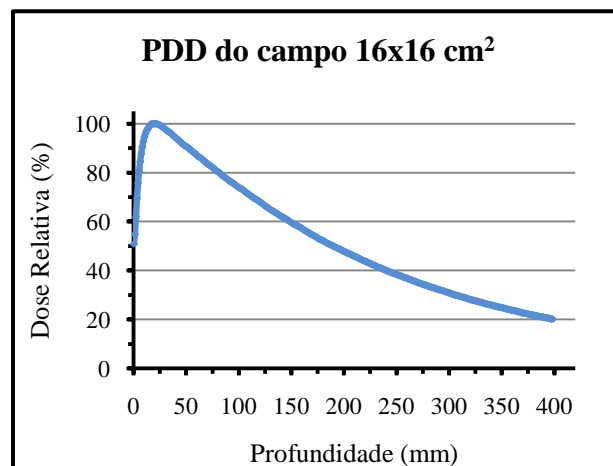


Figura 4.60 - PDD do campo 16x16 cm² para a energia de 10MV, adquirido na água.

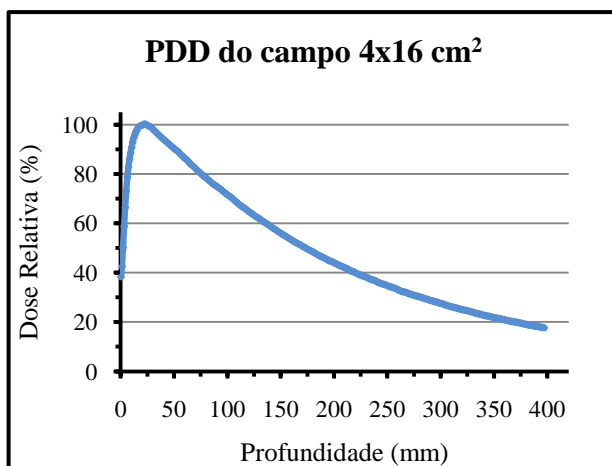


Figura 4.61 - PDD do campo 4x16 cm² para a energia de 10MV, adquirido na água.

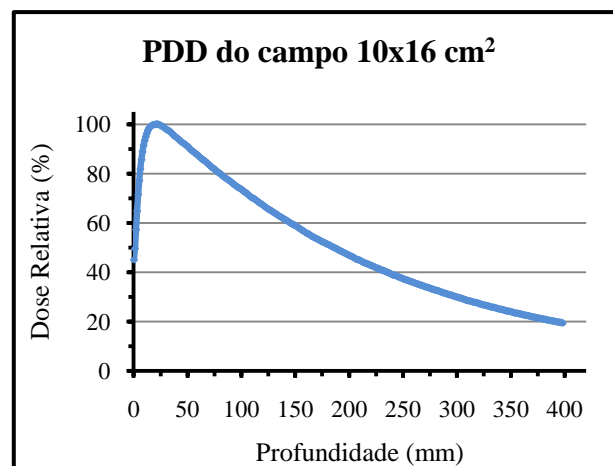


Figura 4.62 - PDD do campo 10x16 cm² para a energia de 10MV, adquirido na água.

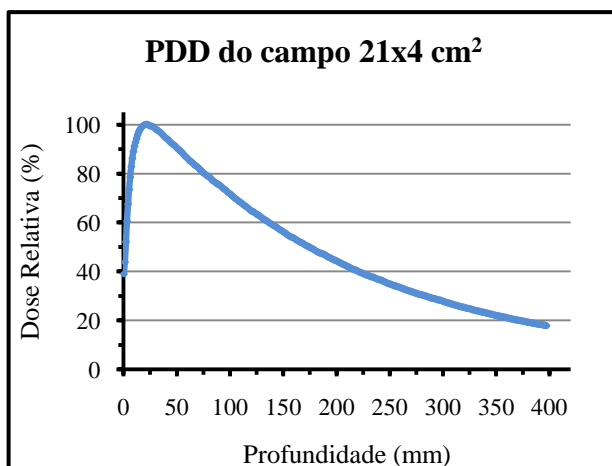


Figura 4.63 - PDD do campo 21x4 cm² para a energia de 10MV, adquirido na água.

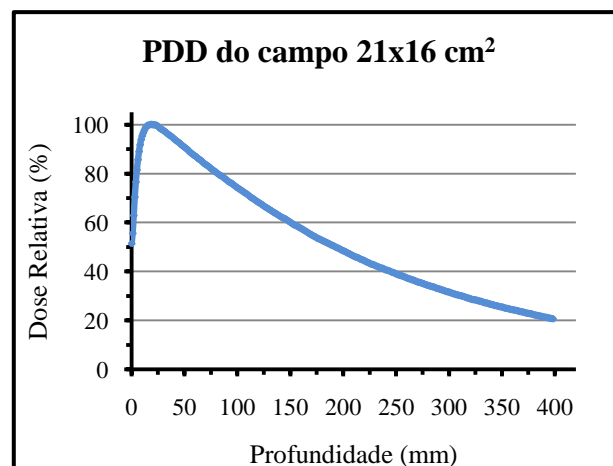


Figura 4.64 - PDD do campo 21x16 cm² para a energia de 10MV, adquirido na água.

4.1.5- Output Factors

Os *Output Factors* medidos foram distinguidos em *Total Scatter Correction Factors* (TSCF) caso a aquisição tenha sido realizada em água e em *Output Factors in Air* (OFA) caso tenha sido no ar, uma vez que nas aquisições em água existe a contribuição de radiação dispersa, situação que não se verifica no ar.

Os *Output Factors* obtidos para a energia de 6 MV e de 10 MV encontram-se nas tabelas 4.3 e 4.4, respectivamente, e vão de encontro ao que seria de esperar.

Dimensão do campo (cm ²)	Energia: 6 MV	
	Água	Ar
	TSCF	OFA
1,6x1,6	0,766	0,933
2,4x2,4	0,819	0,945
3,2x3,2	0,850	0,956
4x4	0,877	0,963
4,8x4,8	0,900	0,971
7,2x7,2	0,948	0,986
10,4x10,4	1,000	1,000
16x16	1,055	1,010
4x16	0,927	0,978
10x16	1,019	1,003
21x4	0,930	0,790
21x16	1,071	1,013

Tabela 4.3 - *Output Factors* para a energia de 6 MV.

Dimensão do campo (cm ²)	Energia: 10 MV	
	Água	Ar
	TSCF	AOF
1,6x1,6	0,757	0,934
2,4x2,4	0,835	0,946
3,2x3,2	0,876	0,954
4x4	0,900	0,963
4,8x4,8	0,922	0,970
7,2x7,2	0,958	0,986
10,4x10,4	1,000	1,000
16x16	1,040	1,011
4x16	0,942	0,981
10x16	1,015	1,004
21x4	0,943	0,981
21x16	1,051	1,014

Tabela 4.4 - *Output Factors* para a energia de 10 MV.

4.1.6- Dose Absoluta em água

A dose determinada, em cGy/UM, para as energias de 6 e 10 MV, para o campo de referência ($10.4 \times 10.4 \text{ cm}^2$), está presente na tabela 4.5.

Energia	6 MV	10 MV
Dose (cGy/UM)	0,68	0,75

Tabela 4.5 – Dose em cGy/UM para o campo de $10.4 \times 10.4 \text{ cm}^2$ (a uma profundidade de 10 cm e a uma SSD de 100 cm).

O número de UM, para as energias de 6 e 10 MV, necessárias para fornecer 1 Gy ao isocentro, para o campo de referência ($10.4 \times 10.4 \text{ cm}^2$), está presente na tabela 4.6.

Energia	6 MV	10 MV
UM	125	112,5

Tabela 4.6 – UM necessárias para fornecer 100 cGy ao isocentro para o campo de $10.4 \times 10.4 \text{ cm}^2$ (a uma profundidade de 10 cm e a uma SSD de 90 cm).

4.1.7- Perfil da diagonal na água

Os perfis da diagonal do campo $21 \times 16 \text{ cm}^2$ obtidos para as energias de 6 e 10 MV, são apresentados de seguida. O ângulo do varrimento utilizado para medir a diagonal foi de $37,3^\circ$.

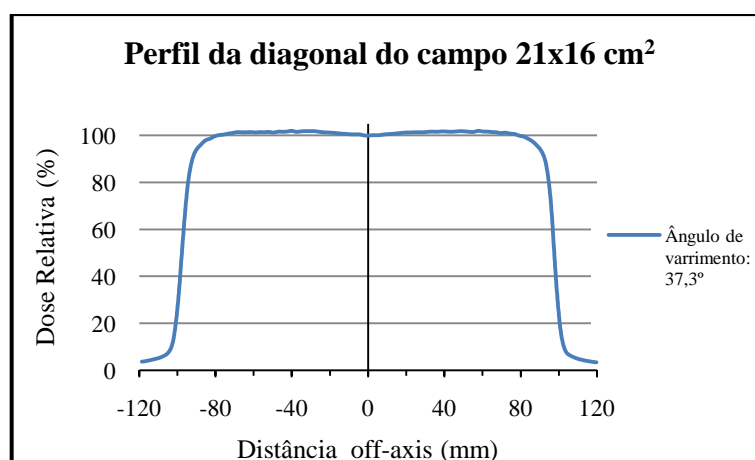


Figura 4.65 – Perfil da diagonal do campo $21 \times 16 \text{ cm}^2$, para a energia de 6 MV, adquirido em água.

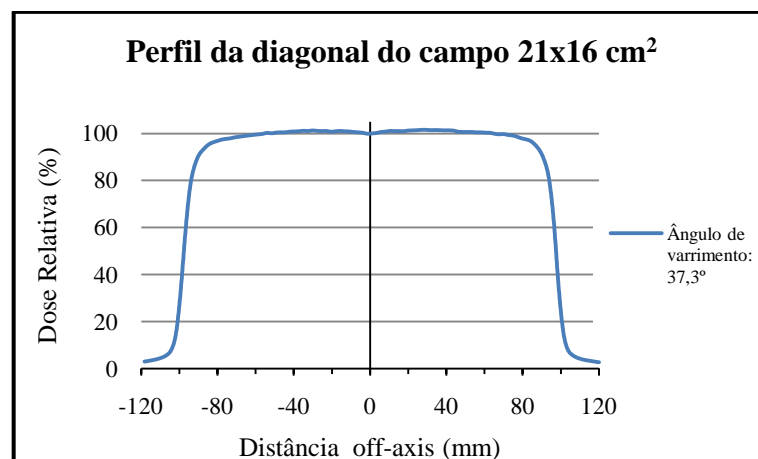


Figura 4.66 – Perfil da diagonal do campo 21x16 cm², para a energia de 10 MV, adquirido em água.

4.2- Modelação dos dados

Muitos modelos envolvem o uso de parâmetros que são modelados, ou seja, os parâmetros são determinados escolhendo o valor que dá os melhores resultados dosimétricos. Este procedimento de ajuste envolve, geralmente, cálculos de dose iterativos nos quais se atribui diferentes valores ao parâmetro a ser modelado. Com este processo pretende-se obter o melhor valor de ajuste do parâmetro [IAEA04].

A modelação dos dados ficou a cargo da CMS, que forneceu toda a informação que se apresenta de seguida. Durante o processo de *Beam Modeling*, foram feitos ajustes aos vários parâmetros do Monaco para obter o melhor *ajuste* possível, verificando-se uma boa concordância entre os dados medidos e calculados, dentro do âmbito clínico, dentro das limitações inerentes dos algoritmo(s), como se demonstra de seguida:

	Requisitos		Obtidos	
	XVMC	FSPB	XVMC	FSPB
Central Ray	2%	2%	2%	2%
High Dose, Low Gradient	3%	4%	2%	2%
High Gradient (30%/cm)	3%- 3mm	4%- 4mm	2%- 2mm	2%- 2mm
Low Dose, Low Gradient	3%	4%	2%	2%
Output Factors	2%	3%	1%	1%

A CMS modelou os seguintes dados do feixe:

Fotões				
ID das máquinas do MONACO	Descrição da máquina	Energia	XVMC	FSPB
MONACOX06	IMRT06MV	6 MV	x	x
MONACOX10	IMRT10MV	10 MV	x	x

4.3- Validações

Efectuaram-se várias validações para averiguar a precisão do cálculo de dose do TPS Monaco. No entanto, ao longo deste processo aperfeiçoaram-se determinados aspectos uma vez que, como algumas das condições inicialmente utilizadas não foram as mais adequadas, não permitiram atingir resultados rigorosos e precisos que um *commissioning* exige.

Neste trabalho realizaram-se várias validações iniciais cujos resultados não se apresentam de seguida. Para estas validações iniciais, adquiriram-se TC de fantasmas (placas e o CIRS) com uma câmara de ionização (CC13 ou CC04) com cortes de 3mm. Esta situação causou dificuldades na delimitação dos volumes activos das câmaras de ionização CC13 e CC04, uma vez que os comprimentos dos volumes activos são reduzidos tornando a delimitação dos mesmos complicada e pouco precisa. Como tal, as TCs seguintes foram adquiridas com cortes de 1mm, o que permitiu delimitar as câmaras de ionização com maior precisão.

Outra situação que foi alterada após as validações iniciais, foi a medição da dose no TPS, ou seja, em vez de se medir a dose num único ponto (centro da câmara de ionização), optou-se por considerar a dose média na câmara de ionização, ultrapassando desta forma as variações de gradiente de dose que se encontravam nessa zona.

Para as validações estabeleceram-se limites que definiram se os resultados obtidos seriam aceites ou não. Para validações em água, no eixo central do feixe de radiação, o limite para o erro encontrado é de 2%. Para validações fora do eixo, o limite definido foi de 3%. Quanto às validações no fantoma de placas ou no CIRS, o limite definido na literatura é de 3%, no entanto, para que estas validações sejam consideradas satisfatórias o erro terá de ser inferior a 2%.

4.3.1- Validação 1

O setup da Validação 1 encontra-se resumido na tabela 4.7.

Setup			
SSD (cm)	Câmara de ionização		Fantoma
	Nome	Profundidade (cm)	
95	CC13	5	Fantoma de placas da IBA

Tabela 4.7 - Setup da Validação 1.

Nesta primeira validação, apenas se pretendeu avaliar que erro se obteria para um campo de dimensão média, num setup diferente daquele que foi delineado para praticamente todas as restantes validações. Os resultados obtidos para a validação 1 encontram-se nas tabelas 4.8 e 4.9.

Energia	6 MV						
Área da estrutura (cm ²)	Gantry (°)	Campo	UM	Dose no Monaco (cGy)	Média das Leituras (cGy)	Média das Leituras corrigida (cGy)	Erro (%)
5x5	0	AA5G0	115,44	103,1	106	105,32	2,11

Tabela 4.8 - Resultados da Validação 1 para a energia de 6 MV.

Energia	10 MV						
Área da estrutura (cm ²)	Gantry (°)	Campo	UM	Dose no Monaco (cGy)	Média das Leituras (cGy)	Média das Leituras corrigida (cGy)	Erro (%)
5x5	0	AB5G0	108,8	103,5	106,3	104,67	1,12

Tabela 4.9 - Resultados da Validação 1 para a energia de 10 MV.

O erro encontrado para a energia de 6 MV é um pouco mais alto que os 2% estabelecidos como limite. Contudo, por se tratar de uma validação apenas para um campo e uma vez que o erro obtido é ligeiramente superior aos 2%, esta validação é considerada aceitável. Quanto à energia de 10 MV nada a assinalar, o erro obtido encontra-se por volta do 1%, sendo portanto um bom resultado.

4.3.2- Validação 2

O setup da Validação 2 encontra-se resumido na tabela 4.10.

Setup			
SSD (cm)	Câmara de ionização		Fantoma
	Nome	Profundidade (cm)	
90	CC13	10	Fantoma de placas da IBA

Tabela 4.10 - Setup da Validação 2.

Esta segunda validação tem como principal objectivo determinar o erro que existe aquando da irradiação de campos simples, com a gantry angulada a 0°. Os resultados obtidos para a validação 2 encontram-se nas tabelas 4.11 e 4.12.

Energia	6 MV						
Área da estrutura (cm ²)	Gantry (°)	Campo	UM	Dose no Monaco (cGy)	Média das Leituras (cGy)	Média das Leituras corrigida (cGy)	Erro (%)
3x3	0	A3G0	155	108,4	108,9	108,21	-0,18
5x5	0	A5G0	140,15	102,3	105	104,33	1,95
7x7	0	A7G0	129,71	99,6	102,1	101,45	1,82
10x10	0	Teste	116,47	94,9	96,47	95,86	1,00
14x14	0	A14G0	102,79	87,9	88,31	87,75	-0,17
10x10 a)	0	C10G0	116,18	94,8	96,21	95,60	0,83

Tabela 4.11 - Resultados da Validação 2 para a energia de 6 MV.

a) Campo com 2 segmentos

Energia	10 MV						
Área da estrutura (cm ²)	Gantry (°)	Campo	UM	Dose no Monaco (cGy)	Média das Leituras (cGy)	Média das Leituras corrigida (cGy)	Erro (%)
3x3	0	B3G0	137,73	110,6	108,8	107,13	-3,24
5x5	0	B5G0	127,07	106,7	106,5	104,86	-1,75
7x7	0	B7G0	118,67	103,7	103,3	101,71	-1,95
10x10	0	B10G0	108,53	97,4	98,45	96,94	-0,48
14x14	0	B14G0	98,4	90,9	91,23	89,83	-1,19
10x10 b)	0	CC10G0	108,67	97,4	98,2	96,69	-0,73

Tabela 4.12 - Resultados da Validação 2 para a energia de 10 MV.

b) Campo com 2 segmentos

Os erros que encontramos na tabela para a energia de 6 MV encontram-se dentro dos 2% estabelecidos como limite. Quanto à energia de 10 MV apenas o campo mais pequeno registou valores fora dos 2% estabelecidos como limite. Esta situação foi reavaliada na Validação 4, com uma câmara de ionização mais pequena (CC04) e com o fantoma CIRS. Como tal, os resultados obtidos com esta validação para a energia de 6 MV são bons, bem como para a energia de 10 MV, excepto para o campo B3G0.

4.3.3- Validação 3

O setup da Validação 3 encontra-se resumido na tabela 4.13.

Setup				
Gantry (°)	SSD (cm)	Câmara de ionização		Fantoma
		Nome	Profundidade (cm)	
30	89,3	CC13	10,7	Fantoma de placas da IBA
60	87		13	
90	85		15	

Tabela 4.13 - Setup da Validação 3.

Na terceira validação tem como principal objectivo determinar o erro que existe aquando da irradiação de campos simples, com a gantry angulada a 30°, 60° e 90°. Os resultados obtidos para a validação 3 encontram-se nas tabelas 4.14 e 4.15.

Energia	6 MV						
Área da estrutura (cm ²)	Gantry (°)	Campo	UM	Dose no Monaco (cGy)	Média das Leituras (cGy)	Média das Leituras corrigida (cGy)	Erro (%)
3x3	30	1x6c3	163,68	104,8	108,6	107,91	2,88
5x5	30	1x6c5	145,74	102,5	104,1	103,44	0,91
7x7	30	1x6c7	134,12	99,8	100,3	99,66	-0,14
10x10	30	1x6c10	118,82	91,9	94	93,40	1,61
5x5 c)	30	1x6S1	161,8	104,5	107,9	107,21	2,53
10x10 c)	30	1x6S2	119,26	92,2	94,25	93,65	1,55
3x3	60	2x6c3	217,5	107,1	109,5	108,80	1,56
5x5	60	2x6c5	188,24	101,1	105,7	105,03	3,74
7x7	60	2x6c7	168,68	98,5	100	99,36	0,87
10x10	60	2x6c10	144,56	88,5	92,15	91,56	3,35
3x3	90	3x6c3	193,09	105,2	108,6	107,91	2,51
5x5	90	3x6c5	175,59	102,6	107	106,32	3,50
7x7	90	3x6c7	158,97	98,8	101,5	100,85	2,04
10x10	90	3x6c10	139,41	91,9	95,42	94,81	3,07

Tabela 4.14 - Resultados da Validação 3 para a energia de 6 MV.

c) Campo com 2 segmentos

Energia	10 MV						
Área da estrutura (cm ²)	Gantry (°)	Campo	UM	Dose no Monaco (cGy)	Média das Leituras (cGy)	Média das Leituras corrigida (cGy)	Erro (%)
3x3	30	4x1c3	142,93	108,2	107,8	106,14	-1,94
5x5	30	4x1c5	130	103,9	105	103,39	-0,50
7x7	30	4x1c7	121,87	100,8	101,9	100,34	-0,46
10x10	30	4x1c10	110,67	94,8	96,63	95,15	0,36
3x3	60	5x1c3	177,07	107,4	109,3	107,62	0,21
5x5	60	5x1c5	159,87	106,4	106,8	105,16	-1,18
7x7	60	5x1c7	145,87	101,2	101,6	100,04	-1,16
10x10	60	5x1c10	128,93	95,2	94,71	93,26	-2,09
3x3	90	6x1c3	164	109,8	108,2	106,54	-3,06
5x5	90	6x1c5	149,33	107,2	106,1	104,47	-2,61
7x7	90	6x1c7	139,2	102,6	102,7	101,12	-1,46
10x10	90	6x1c10	125,6	98,6	97,93	96,43	-2,25

Tabela 4.15 - Resultados da Validação 3 para a energia de 10 MV.

Os resultados encontrados através da validação 3 não são satisfatórios, uma vez que muitos deles registam erros superiores a 2% e alguns deles até a 3%. Ainda assim, verifica-se que temos piores resultados para energia de 6 MV não só pela quantidade de campos que não cumprem o critério, mas também pelos valores do erro que são superiores àqueles que se verificam para a energia de 10 MV.

Algumas destas situações foram reavaliadas com o fantoma CIRS, um fantoma cilíndrico, que será o mais indicado para validar campos angulados, uma vez que com um fantoma de placas temos campos a incidir directamente sobre arestas.

4.3.4- Validação 4

O setup da Validação 4 encontra-se resumido na tabela 4.16.

Setup			
SSD (cm)	Câmara de ionização		Fantoma
	Nome	Profundidade (cm)	
90	CC13	10	Fantoma de placas da IBA

Tabela 4.16 - Setup da Validação 4.

Na quarta validação, o principal objectivo foi determinar o erro que existe ao irradiar um campo Anterior - Posterior (AP, gantry a 0°) e de seguida um Posterior - Anterior (PA, gantry a 180°). Os resultados obtidos para a validação 4 encontram-se nas tabelas 4.17 e 4.18.

Energia	6 MV						
Área da estrutura (cm ²)	Gantry (°)	Campo	UM	Dose no Monaco (cGy)	Média das Leituras (cGy)	Média das Leituras corrigida (cGy)	Erro (%)
5x5	0	6AP5G0	74,71	110,7	110,4	109,70	-0,91
	180	6PA5G180	76,03				
10x10	0	6AP10G0	67,5	111	110	109,30	-1,56
	180	6PA10G180	68,24				

Tabela 4.17 - Resultados da Validação 4 para a energia de 6 MV.

Energia	10 MV						
Área da estrutura (cm ²)	Gantry (°)	Campo	UM	Dose no Monaco (cGy)	Média das Leituras (cGy)	Média das Leituras corrigida (cGy)	Erro (%)
5x5	0	AP5G0	67,07	112,1	112,5	110,77	-1,20
	180	PA5G180	67,2				
10x10	0	AP10G0	61,6	110,6	111,2	109,49	-1,01
	180	PA10G180	61,87				

Tabela 4.18 - Resultados da Validação 4 para a energia de 10 MV.

Os erros que encontramos tanto para a energia de 6 MV, como para a energia de 10MV encontram-se dentro dos 2%, estabelecidos como limite.

4.3.5- Validação 5

O setup da Validação 5 encontra-se resumido na tabela 4.19.

Setup				
Gantry (°)	SSD (cm)	Câmara de ionização		Fantoma
		Nome	Profundidade (cm)	
0	90	CC04	10	Fantoma Cirs
30	89,3		10,7	
60	87		13	
90	85		15	

Tabela 4.19 - Setup da Validação 5.

A quinta validação serviu essencialmente para reavaliar alguns resultados de validações anteriores para os campos mais pequenos. Os resultados obtidos para a validação 5 encontram-se nas tabelas 4.20 e 4.21.

Energia	6 MV						
Área da estrutura (cm ²)	Gantry (°)	Campo	UM	Dose no Monaco (cGy)	Média das Leituras (cGy)	Média das Leituras corrigida (cGy)	Erro (%)
3x3	0	7x6c3	149,85	107,5	108,3	109,50	1,83
5x5	0	7x6c5	135,88	102,5	104,4	105,56	2,90
3x3	30	8x6c3	152,5	106,1	108	109,20	2,84
5x5	30	8x6c5	137,21	102,1	103,9	105,06	2,81
3x3	60	9x6c3	168,53	106,9	107,8	109,00	1,93
5x5	60	9x6c5	150	101,9	103,5	104,65	2,63
3x3	90	x6c3	187,21	107,9	109,1	110,31	2,19
5x5	90	x6c5	167,21	103,8	104,8	105,97	2,04

Tabela 4.20 - Resultados da Validação 3 para a energia de 6 MV.

Energia	10 MV						
Área da estrutura (cm ²)	Gantry (°)	Campo	UM	Dose no Monaco (cGy)	Média das Leituras (cGy)	Média das Leituras corrigida (cGy)	Erro (%)
3x3	0	7x1c3	134,67	109,3	110	110,2	0,81
5x5	0	7x1c5	123,07	105,9	105,8	106,0	0,08
3x3	30	8x1c3	136,4	108,8	109,3	109,5	0,63

5x5	30	8x1c5	124	105,1	105	105,2	0,08
3x3	60	9x1c3	146,93	108,9	108,7	108,9	-0,01
5x5	60	9x1c5	133,07	104,9	104,7	104,9	-0,01
3x3	90	x10c3	159,33	109,3	109,7	109,9	0,54
5x5	90	x10c5	144,67	105,8	105,7	105,9	0,08

Tabela 4.21 - Resultados da Validação 3 para a energia de 10 MV.

Os resultados obtidos para a energia de 10 MV foram bastante bons e esclarecedores. O mesmo não se pode dizer dos resultados para a energia de 6 MV que levantaram sérias dúvidas, uma vez que praticamente todos os campos não respeitaram o limite estabelecido.

4.3.6- Validação 6

O setup da Validação 6 encontra-se resumido na tabela 4.22.

Setup				
Gantry (°)	SSD (cm)	Câmara de ionização		Fantoma
		Nome	Profundidade (cm)	
60	87	CC13	13	Fantoma CIRS
90	85		15	

Tabela 4.22 - Setup da Validação 5.

A sexta validação, tal como a quinta validação, foi realizada com o intuito de reavaliar alguns resultados de validações anteriores para os campos maiores. Os resultados obtidos para a validação 6 encontram-se nas tabelas 4.23 e 4.24.

Energia	6 MV						
Área da estrutura (cm ²)	Gantry (°)	Campo	UM	Dose no Monaco (cGy)	Média das Leituras (cGy)	Média das Leituras corrigida (cGy)	Erro (%)
10x10	60	G66c10	119,56	89,3	91,05	91,66	2,58
7x7	90	G96c7	162,5	97,4	99,29	99,96	2,56
10x10	90	G96c10	131,91	90,2	92,2	92,82	2,83

Tabela 4.23 - Resultados da Validação 6 para a energia de 6 MV.

Energia	10 MV						
Área da estrutura (cm ²)	Gantry (°)	Campo	UM	Dose no Monaco (cGy)	Média das Leituras (cGy)	Média das Leituras corrigida (cGy)	Erro (%)
10x10	60	G61c10	110,8	92,8	94,24	94,02	1,30
7x7	90	G91c7	135,87	101,1	102,2	101,96	0,84
10x10	90	G91c10	119,73	93,3	95,24	95,02	1,81

Tabela 4.24 - Resultados da Validação 10 para a energia de 10 MV.

Tal como sucedeu com a validação 5, os resultados obtidos para a energia de 10 MV foram bastante bons, enquanto que os resultados relativos à energia de 6 MV não respeitam o limite estabelecido.

4.3.7- Validação 7

O setup da Validação 7 encontra-se resumido na tabela 4.25.

Setup			
SSD (cm)	Câmara de ionização		Fantoma
	Nome	Profundidade (cm)	
90	CC13	10	Fantoma de água

Tabela 4.25 - Setup da Validação 7.

A sétima validação foi realizada com o intuito de averiguar o erro que existiria na água, uma vez que alguns dos resultados obtidos no fantoma de placa e no fantoma CIRS não foram os esperados. Os resultados obtidos para a validação 7 encontram-se nas tabelas 4.26 e 4.27.

Energia	6 MV						
Área da estrutura (cm ²)	Gantry (°)	Campo	UM	Dose no Monaco (cGy)	Média das Leituras (cGy)	Média das Leituras corrigida (cGy)	Erro (%)
3x3	0	Wx6c3	150,44	106	107,8	108,00	1,60
5x5	0	Wx6c5	137,35	101,7	104,8	105,00	2,89
7x7	0	Wx6c7	127,65	98,3	101,1	101,29	2,70
10x10	0	Wx6c10	113,24	92	94,67	94,85	2,75

Tabela 4.26 - Resultados da Validação 7 para a energia de 6 MV.

Energia	10 MV						
Área da estrutura (cm ²)	Gantry (°)	Campo	UM	Dose no Monaco (cGy)	Média das Leituras (cGy)	Média das Leituras corrigida (cGy)	Erro (%)
3x3	0	Wx1c3	134,8	106,3	108,2	107,42	1,04
5x5	0	Wx1c5	124	103,5	105,2	104,44	0,90
7x7 d)	0	Wx1c7	116,4	100,5	101,8	101,07	0,56
10x10	0	Wx1c10	105,73	95,2	96,2	95,51	0,32

Tabela 4.27 - Resultados da Validação 7 para a energia de 10 MV.

d) Campo com 2 segmentos

Os resultados obtidos nesta validação são esclarecedores, a energia de 6 MV continua a apresentar erros superiores a 2%, o mesmo não se passando com a energia de 10 MV. Esta situação impede a utilização da energia de 6 MV nos tratamentos clínicos. A energia de 10 MV, tendo em conta os resultados obtidos poderia ser utilizada nos tratamentos.

4.3.8- Validação 8

O setup da Validação 8 encontra-se resumido na tabela 4.28.

Setup			
SSD (cm)	Câmara de ionização		Fantoma
	Nome	Profundidade (cm)	
90	CC13	e)	Fantoma de água

Tabela 4.28 - Setup da Validação 8.

A validação 8 também foi feita em água, no entanto teve como objectivo averiguar o erro fora do eixo central do feixe de radiação. Os resultados obtidos para a validação 8 encontram-se nas tabelas 4.29 e 4.30.

Energia	6 MV									
Área da estrutura (cm ²)	Gantry (°)	Campo	UM	Dose no Monaco (cGy)	Média das Leituras (cGy)	Média das Leituras corrigida (cGy)	Erro (%)	x (cm)	y (cm)	z (cm)
10.4x10.4	0	Wx6c10	113,24	93	94,71	94,89	1,74	0	-1,5	10
10.4x10.4	0	Wx6c10	113,24	92,6	94,81	94,99	2,26	0	1,5	10
10.4x10.4	0	Wx6c10	113,24	94,4	94,88	95,06	0,44	-1,5	0	10
10.4x10.4	0	Wx6c10	113,24	93,5	94,89	95,07	1,40	1,5	0	10
10.4x10.4	0	Wx6c10	113,24	92,6	94,88	95,06	2,34	1,5	1,5	10
10.4x10.4	0	Wx6c10	113,24	103,6	105,5	105,70	1,73	0	0	8

Tabela 4.29 - Resultados da Validação 8 para a energia de 6 MV.

Energia	10 MV									
Área da estrutura (cm ²)	Gantry (°)	Campo	UM	Dose no Monaco (cGy)	Média das Leituras (cGy)	Média das Leituras corrigida (cGy)	Erro (%)	x (cm)	y (cm)	z (cm)
10.4x10.4	0	Wx1c10	105,73	95,4	96,42	95,73	0,34	1,5	1,5	10
10.4x10.4	0	Wx1c10	105,73	105,1	105,6	104,84	-0,25	0	0	8

Tabela 4.30 - Resultados da Validação 8 para a energia de 10 MV.

Tendo em conta os resultados de todas as validações, observa-se que a energia de 6 MV apresenta erros que impedem a sua utilização nos tratamentos, principalmente em relação à validação em água (Validação 7), uma vez que se registaram erros superiores a 2% (Tabela 4.29). Quanto à energia de 10 MV não se verificou nenhuma contra-indicação.

4.3.9- Verificações dos dados enviados à CMS

Uma vez que as validações em água revelaram erros superiores a 2% foi necessário investigar possíveis fontes de erro, começando desde logo por verificar a possível influência dos dados enviados à CMS. Uma vez que se registaram vários campos com erros acima dos 2% (Tabela 4.26), excluiu-se a possibilidade de existir algum problema com os Output Factors enviados para a CMS (Tabelas 4.3 e 4.4). A ligação deste erro aos perfis e PDDs adquiridos também foi posto de parte, uma vez que as assimetrias verificadas em alguns dos perfis (principalmente os mais pequenos) não seriam suficientes para justificar tal erro. Optou-se então por verificar os valores de dose absoluta enviados (Tabela 4.5 e 4.6).

A dose determinada, em cGy/UM, para a energia de 6 MV, para o campo de referência ($10.4 \times 10.4 \text{ cm}^2$), está presente na tabela 4.31.

	Energia: 6 MV	
	Valor enviado à CMS	Valor adquirido para verificação
Dose (cGy/UM)	0,68	0,67

Tabela 4.31 – Dose em cGy/UM para o campo de $10.4 \times 10.4 \text{ cm}^2$ (a uma profundidade de 10 cm e a uma SSD de 100 cm), adquiridos nas aquisições e após as validações.

O número de UM para a energia de 6, necessárias para fornecer 1 Gy ao isocentro, para o campo de referência ($10.4 \times 10.4 \text{ cm}^2$), está presente na tabela 4.32.

	Energia: 6 MV	
	Valor enviado à CMS	Valor adquirido para verificação
Dose (Gy/UM)	125	124

Tabela 4.32 – UM necessárias para fornecer 100cGy ao isocentro para o campo de $10.4 \times 10.4 \text{ cm}^2$ (a uma profundidade de 10 cm e a uma SSD de 90 cm), adquiridos nas aquisições e após as validações.

Observa-se que os valores obtidos após as validações são diferentes daqueles que foram enviados para a CMS. Como tal, de modo a reduzir o erro verificado nas validações para a máquina MONACOX06, será necessário enviar estes dados novamente para configurar a máquina correctamente. Esta situação acarretará a repetição de todas as validações efectuadas neste trabalho para a máquina MONACOX06.

5- Conclusões

A radioterapia tem usufruído da evolução tecnológica que decorreu nas últimas décadas. Os avanços tecnológicos permitiram que o cálculo de Monte Carlo fosse implementado nos TPS, sem que houvesse um aumento muito significativo do tempo de cálculo.

Actualmente, o *commissioning* de um TPS é um dos principais passos no controlo de qualidade em radioterapia. A informação sobre os TPS comerciais com algoritmos de Monte Carlo ainda é reduzida, no entanto, entender o modo de funcionamento dos mesmos e adaptar procedimentos de outros TPS é um bom ponto de partida para realizar procedimentos tão importantes como o *commissioning*.

Neste trabalho realizou-se o *commissioning* do TPS Monaco (Versão 1.0.2, CMS). Para tal, foram efectuadas aquisições de dados, em água e em ar, dos feixes de radiação necessários para os tratamentos, introdução destes dados no TPS e validações em dose absoluta para determinar a precisão do cálculo de dose do TPS Monaco. No início das validações definiram-se limites para o erro (expressão 1), mais concretamente: nas validações em água, no eixo central do feixe de radiação, o limite para o erro foi de 2%; para as validações fora do eixo, o limite definido foi de 3%; enquanto, validações no fantoma de placas ou no fantoma CIRS, o limite estipulado foi de 2%. Observou-se, principalmente, que a máquina MONACOX06 apresentou, na maior parte das validações, erros mais elevados e mais resultados que não cumpriam os limites definidos.

Através do *commissioning* efectuado ao TPS Monaco, verificou-se que apenas a máquina MONACOX10 pode ser utilizada em ambiente clínico para os tratamentos, pois apenas esta respeita os limites impostos e garante um estado operacional seguro. A máquina MONACOX06 terá de ser configurada novamente, uma vez que os valores de dose absoluta enviados à CMS não correspondem àqueles que se mediram aquando das validações.

No futuro, ainda há algum trabalho a fazer antes de colocar o TPS Monaco em fase clínica. Realizar um estudo sobre o cálculo de dose com heterogeneidades, para isso recorrer-se-á ao fantoma CIRS que permite a colocação de *inserts* de osso, pulmão, tecido adiposo e verificar a capacidade e precisão do cálculo de dose por parte do algoritmo XVMC.

Uma vez que o TPS Monaco foi “desenhado” para tratamentos de IMRT será muito importante efectuar algumas validações com muitos segmentos e fazer variar algumas das suas características, tais como a área e as UM. Validações de planos de dose com películas, poderão ajudar à implementação clínica do TPS Monaco.

Bibliografia

[Aap98] American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53, Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning, Med. Phys. 25, 1773–1829, 1998.

[Aap03] Ezzell, G. A. *et al.*, Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee, Med. Phys. **30**, 2089–2115, 2003.

[Aap08] Das, I. J. *et al.*, Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM, Med. Phys. 35, 2008

[And04] Andreo, P. *et al.*, Technical Reports Series No.398, Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water, IAEA, 2004

[Alb08] Alber, M. *et al.*, Guidelines for the verification of IMRT, ESTRO Booklet no.7, Brussels, 2008

[Che07] Chetty, I. J. *et al.*, Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning, Medical Physics, 2007

[Doo99] J. Doob, A. Barrett, D. Ash, “Practical Radiotherapy Planning”, 3rd Edition, 1999

[Dyk99] Van Dyk, J., Purdy, J.A., Clinical implementation of technology and the quality assurance process, The Modern Technology of Radiation Oncology: A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists (Van Dyk, J., Ed.), Medical Physics Publishing, Madison, 1999

[Dyk01] Dyk, J. V., Barnett, R. B., Battista, J. J., Modern Technology in Radiation Oncology, Ch. 8, 2001

- [Dyk05] Dyk, Jacob Van, Advance in Modern Radiation Therapy, Chapter1, 2005
- [IAEA04] Technical Reports Series No.430, Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer, IAEA, Vienna 2004
- [IAEA05] Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, IAEA, Vienna 2005
- [IEC00] Medical Electrical Equipment — Requirements for the Safety of Radiotherapy Treatment Planning Systems, IEC, Geneva 2000
- [Jr05] De Vita Jr. V.T., Hellman, S., Rosenberg, S.A., Câncer Principles & Practice of Oncology, 7rd Edition, 2005
- [Kaw96] Kawrakow, I., Fippel, M., Friedrich, K., 3D electron dose calculation using a Voxel based Monte Carlo algorithm (VMC), Med. Phys. **23**, 445– 457, 1996.
- [Kaw00] Kawrakow, I., Fippel, M., Investigation of variance reduction technique for Monte Carlo photon dose calculation using XVMC, Phys. Med. Biol. **45**, 2163–2183, 2000
- [Kha84] Khan, Faiz M. Ph.D., “The Physics of Radiation Therapy”, 1984
- [Low98] Low, D. A., Harms, W. B., Mutic S., Purdy J. A., A technique for the quatitative evaluation of dose distributions, Med. Phys. 25, 656-661, 1998
- [Mij04] Mijnheer, B.,et al, Quality Assurance of Treatment Planning Systems Pratical Examples for Non-IMRT Photon Beams, ESTRO Booklet no.7, Brussels, 2004
- [Nel85] Nelson, W. R., Hirayama, H., Rogers, D. W. O., The EGS4 code system, Report SLAC-265, Stanford Linear Accelerator, Stanford, CA, 1985.
- [Neu92] Neuenschwander, H., Born, E. J., A macro Monte-Carlo method for electron-beam dose calculations, Phys. Med. Biol. **37**, 107–125, 1992.

[Rey06] Reynaert, M. et al, Monte Carlo Treatment Planning, Report 16 of the Netherlands Commission on Radiation Dosimetry, Junho de 2006

[Rey07] Reynaert, N., et al Monte Carlo treatment planning for photon and electron beams, Radiation Physics and Chemistry 76, 643–686, 2007

[Rog95] Rogers, D. W. O. “BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units,” Med. Phys. **22**, 503–524, 1995.

[Sal01] Salvat, J.M., Costa, E., Sempau, J., Penelope – A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport, 2001